

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence

při

Nordic Walking

Muscle activity in shoulder girdle during the Nordic Walking

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracovala:

Petra Tlašková

Praha, duben 2008

Abstrakt:

Název: Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking

Cíl práce: Cílem práce je porovnání zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking a při volné bipedální chůzi.

Metoda: Povrchové elektromyografické měření v kombinaci s plošnou kinematografickou analýzou pomocí synchronizovaného videozáznamu.

Výsledky: Podařilo se prokázat odlišný timing svalů u Nordic Walking a volné bipedální chůze. Byl nalezen více „lokomoční“ charakter zapojení vybraných svalů pletence pažního u NW než u volné chůze.

Klíčová slova: Nordic Walking, pletenec ramenní, povrchová elektromyografie, kinematická analýza, bipedální lokomoce

Abstract:

Title: Muscle activity in shoulder girdle during the Nordic Walking

Purposes: The aim of the thesis is to compare muscle timing in shoulder girdle during the Nordic Walking and during a free bipedal walk.

Methods: Surface electromyography combined with kinematography analysis used synchronized video recording.

Results: As the research shows, there is a difference in muscle timing between the NW and free bipedal walk. It was proved that the activity NW has more locomotive character than in free bipedal walk.

Key words: Nordic Walking, shoulder girdle, Surface electromyography, kinematics analysis, free bipedal walk.

Chtěla bych touto cestou poděkovat všem, kteří mi s prací pomáhali, panu Karlu Zelenkovi za vývoj a realizaci unikátního elektromyografického zařízení pro výzkum v terénu a obzvláště Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad při zpracování práce a jeho maximální nasazení při jejím dokončení.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně a uvedla všechny literární prameny v práci použité.

V Praze dne 12. 04. 2008



Podpis diplomanta

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Obsah

1.	Úvod.....	8
2.	Přehled literatury.....	10
3.	Cíle úkoly práce	13
4.	Hypotézy	13
5.	Teoretická východiska	14
5.1	Nordic Walking.....	14
5.1.1	Historie.....	14
5.1.2	Technika.....	15
5.1.3	Dělení	19
5.1.4	Technické vybavení	21
5.1.5	Další studie.....	24
5.1.6	Rozbor pohybu a aktivace svalů při NW	25
5.2	Svalové řetězce v oblasti pletence ramenního	28
5.3	Řízení motoriky	30
5.4	Postura.....	31
5.5	Stabilizace	32
5.6	Chůze	33
5.6.1	Fyziologický stereotyp chůze	37
5.6.2	Kineziologická analýza kroku.....	38
5.7	Aktivace svalů ramenního pletence při stimulaci reflexního plazení podle Vojty ..	39
5.8	Povrchová elektromyografie	42
6.	Metodika práce	43
6.1	Obecná charakteristika výzkumu	43
6.2	Metodologická poznámka.....	44
6.3	Charakteristika sledovaného souboru	45
6.4	Charakteristika použitých metod	45
6.4.1	Popis techniky měření.....	52
6.4.2	Lokalizace elektrod	52
6.5	Způsob vyhodnocení a interpretace dat	54
7.	Výsledky práce	55
8.	Diskuze	65

9.	Závěr	72
10.	Přílohy.....	75
11.	Seznam použité literatury	81

1. Úvod

Chůze s holemi neboli Nordic Walking (dále Nordic Walking nebo chůze s holemi nebo severská chůze nebo jen NW) je pohybovou aktivitou vycházející z dlouholeté tradice chůze s holemi v horském prostředí a technik letní přípravy běžců na lyžích.

Tato volnočasová pohybová aktivita patří v naší zemi k méně rozšířeným. Velký počet příznivců má ve Finsku, odkud také pochází a kde je oblíbenou fyzickou aktivitou. Využívají ji také fyzioterapeuti v rehabilitačních zařízeních pro rekonvalescenci pacientů. Nordic Walking je ve finštině nazýván slovem Sauvakävely.

Mezi klady severské chůze, jak se také do češtiny překládá, patří její nenáročnost na fyzickou zdatnost, věk, časové možnosti či technické vybavení. Nabízí splnění očekávání jak u aktivních sportovců jako doplněk tréninku tak i u lidí, kteří se pohybovým aktivitám věnují minimálně.

Zápory jsou zde ve formě nedostatečné informovanosti o správné technice provedení chůze.

Již při prvním zaškolení ve správné technice je možné vnímat rozdílnost mezi volnou chůzí a chůzí s holemi. Hole při chůzi pomáhají stabilizovat trup a zvětšují opornou bázi na nerovném terénu (Kračmar, 2006). Práce paží je výraznější a také zvětšení pohybu ramen vůči pánvi je zřetelné. Délka kroku se protáhne a zvýší se také rychlost chůze. Subjektivně je pocíťována podobná fyzická náročnost jako při rychlé chůzi bez holí.

Kineziologickou analýzou sportovního pohybu se u nás zabývá Kračmar (2002). V analýzách sleduje možnosti výskytu prvků Vojtovy reflexní lokomoce i Kabatových diagonálních metod a vychází ze zákonitostí ontogeneze lidského jedince (Kračmar, 2002). Chůze patří k nejpřirozenějším druhům lokomoce člověka (Sedliská, 2007).

„Přirozená lidská motorika vychází z kvadrupedálního zkříženého chůzového cyklu. Vzdálenost hybných stereotypů v jednotlivých sportovních odvětvích od vývojově starých pohybových programů a vzorů matric hraje roli v obtížnosti vytváření a fixace těchto stereotypů.“ „Při návratu pacienta do běžného života vidíme jasnou návaznost fyzioterapie a léčebné rehabilitace na volbu rekreačního sportu podle hledisek vývojové kineziologie.,, (Kračmar, 2002). Z tohoto pohledu shledávám severskou chůzi jako přínosnou v rehabilitaci i rekreačním sportu a snažím se o porovnání volné chůze a Nordic Walking.

Pro výzkum se nabízí využití zobrazovací metody povrchové elektromyografie.

Cílem této práce je pomocí povrchové elektromyografie vytvořit rámcovou mapu koordinace vybraných svalů ramenního pletence při pohybovém cyklu jednoho kroku. A následně porovnat výsledky při volné chůzi a při Nordic Walking (chůze s holemi). Použití mobilního EMG přístroje, který byl vyvinut na FTVS UK, dovoluje provést výzkum v reálných podmínkách. Současné snímání videozáznamu a jeho synchronizace s přístrojem EMG nám umožňuje sledovat polohu probanda v konkrétní fázi pohybu a zároveň porovnávat s EMG aktivitou vybraných svalů. Záznam EMG může ukázat, kdy se do pohybu zapojí konkrétní sval a kdy daný sval relaxuje.

Práce by měla porovnat aktivaci vybraných svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking a při volné chůzi.

2. Přehled literatury

V přehledu literatury bych chtěla zmínit jednak literární zdroje zabývající se vývojovými předchůdci horní končetiny, ontogenezí člověka, pohyby v ramenním pletenci z anatomického, kineziologického hlediska i z hlediska reflexní lokomoce, tak také sporty využívající horní končetiny jako zdroj pohybu, zobrazovací metody pomáhající analyzovat sportovní pohyb a studie prováděné ve spojitosti s aktivitou Nordic Walking.

Vývoj kvadrupedální lokomoce v průběhu fylogenetického vývoje formoval strukturální změny částí těla zprostředkujících lokomoci. Krokový cyklus u člověka je výsledkem ontogeneze podle zděděných genetických informací.

Tento cyklus je lokomoční pohybový vzor, který tvoří základní pohybový atribut lidského druhu a svojí charakteristikou a kineziologickým obsahem jej odlišuje od ostatních živočišných druhů (Kračmar, 2002).

Vývojovým předchůdcem horní končetiny byly párové prsní ploutve primitivních čelistnatců. Jejich motorickou funkcí byla stabilizace a balance. Evolučně se v období devonu vytvořilo u suchozemských tetrapodů unikátní volné napojení pletence přední končetiny k axiálním muskuloskeletním elementům. U obratlovců byla evolučně významná hlavně svalová koordinace. Nejcharakterističtější vlastností lopatkového pletence v evoluci placentálních savců se stala dynamika. Vyvíjel se volný sférický kloub na lopatkovém pletenci v závislosti na arboretálním způsobu života. Kloub byl tak maximálně volný a pohyblivý. Vlivem pokračující evoluce došlo k dalším změnám, lidský svalový závěs lopatky si v zásadě ponechal rámcové arboretální rysy (Krobot et al., 2004).

Kojenec ve stáří od jednoho měsíce využívá horní končetiny k opoře. Lopatka sestupuje a stabilizuje se. Ve stáří 3,5 měsíce se dítě dokáže opřít o loket. Od 4. měsíce věku se objevuje lokomoční reciproční vzorec. V půl roce je opora již o ruku, koncem 7. měsíce dochází u zdravého jedince ke vzpřimování pánve a dítě se dostává do kleku na čtyřech. V devátém měsíci je již plně rozvinutá lokomoce v kleku na čtyřech. Poté se dítě vertikalizuje, probíhá kvadrupedální lokomoce ve vertikále kontralaterálním vzorem a v období jednoho roku věku se očekává samostatná bipedální lokomoce (Kolář, 2007). Od této chvíle horní končetina přebírá hlavně funkci uchopovací a manipulační. Lokomoce je zajištěna dolními končetinami.

Spojení horní končetiny s trupem je uskutečňováno v pletenci ramenním. Pod tímto pojmem rozumíme komplex kloubů a spojení, jež většinou pracují sladěně v jednom funkčním celku (Janda, 1996).

Pletenec horní končetiny je k osově kostře připojen kloubem sternoklavikulárním, který je hlavním spojením pletence s osovou kostrou a kloubem akromioklavikulárním. Lopatka sama je fixována hlavně svaly, které se na ni z okolí upínají. K hrudníku je pletenec horní končetiny přiložen tak, že spolu se stěnou hrudníku uzavírají trojboký prostor nazývaný podpažní jáma. Jejím vrcholem je ramenní kloub, přední a zadní stranu představuje klíční kost a lopatka spolu se svaly na ně připojenými a mediální stranou je boční stěna hrudníku. Spojení volné horní končetiny zahrnuje i samotný kloub ramenní. *Articulatio humeri* je svým geometrickým typem kloub kulovitý volný.

Ke svalům horní končetiny patří z vývojového hlediska a podle inervace také svaly spinohumerální (*m.trapezius*, *m.latissimus dorsi*, *mm.rhomboidei* a *m.levator scapulae*) a svaly thorakohumerální (*m.pectoralis major*, *m. pectoralis minor*, *m. subclavius* a *m. serratus anterior*), jejichž funkce jsou vztaženy k pletenci horní končetiny a ke kloubu ramennímu. Svaly vlastní končetiny (které začínají a upínají se na kostře končetiny) se dělí ve svaly ramenní a lopatkové, svaly paže, svaly předloktí a svaly ruky. Svaly vlastní končetiny jsou inervovány jednotlivými nervy infraklavikulární části *plexus brachialis* a větvemi těchto nervů (Čihák, 2001).

Pro správnou funkci ovšem nestačí jen správné topické rozmístění a svalová síla. Je třeba koordinace svalových skupin, které uskuteční ekonomický a harmonický pohyb. Jednotlivé svaly pracují ve svalových smyčkách a zajišťují již zmíněný harmonický průběh (Véle, 2008).

Pro to, aby byl pohyb možný, je důležité, aby tělo zaujalo stabilní polohu v prostoru. Stabilizaci těla a posturu zabezpečují posturální svaly řízené z CNS. Posturální vzor stabilizace páteře je ve svém kineziologickém obsahu uložený v mozku jako program. Základ určení svalové souhry zajišťující držení při optimálním biomechanickém zatížení kloubních struktur je obsažen v kineziologii posturální ontogeneze (Kolář, 2006).

Vojta klade za důležité utvoření „*puncta fixa*“, vůči kterému se může pohyb poté realizovat. Při koordinovaném pohybu vpřed přejímají končetiny oporu prostřednictvím přenášení těžiště těla. Opěrný bod bude při pohybu vpřed znamenat pevný bod – *punctum fixum*. Osový orgán bude vzhledem k tělu mobilní. Tělo se bude pohybovat k existujícímu nebo budoucímu bodu. Při reflexním plazení čelistní horní končetina přebírá společně s pletencem ramenním opěrnou funkci pro trup. Na opěrné končetině dochází hlavně v oblasti

ramenního pletence k diferencovaným vzpřimovacím mechanismům, protože muskulatura pletence ramenního táhne trup přes hlavici humeru do kraniálního, dorzálního a laterálního směru. Ramenní kloub se stane otáčivým diskem. Směr pohybu osy pletence ramenního bude veden akromionem záhlavního ramene. Úhel mezi hrudníkem a opěrnou horní končetinou se tak bude zmenšovat, až bude dosažen vrchol vzpřímení. Tato změna úhlu úzce souvisí s krokovým pohybem záhlavní horní končetiny, tzn. s první fází krokového cyklu (Vojta, 1995).

Při sportech, kdy horní končetiny pracují jako hnací síla, je potřeba větší svalová činnost svalů horních končetin i dobré koordinace mezi nimi. To je patrné např. při běhu na lyžích, jízdě na kajaku, plavání a u dalších sportů. Kračmar (Kračmar et al., 2007) zkoumal aktivaci svalů u Nordic Walking v případové pilotní studii, kdy se horní končetiny dostávají opět do funkce lokomoční při chůzi za použití speciálních holí.

Pro samotnou analýzu je zapotřebí nalezení vhodné zobrazovací metody. Povrchová elektromyografie je vhodným prostředkem pro kineziologickou analýzu lidského pohybu. Z hlediska funkční a zátěžové diagnostiky je možné její použití při měření reakce na daný podnět, pro sledování velikosti aktivace svalů, funkce svalů v čase a únavy svalu. Při sledování komplexních pohybových projevů je výhodnější se zaměřit na časovou souvztažnost aktivací jednotlivých svalových skupin (Novotný, 2003). „Povrchová elektromyografie umožňuje pomocí povrchových elektrod registrovat elektrické projevy činnosti svalového aparátu. Zdrojem elektromyografického signálu je transmembránový proud na úrovni sarkolemy. Jedná se o elektrický ekvivalent změny iontové výměny na membráně při svalové kontrakci.“ (Rodová et al. 2001) Podrobnější rozbor problému viz kapitola 5.8 Povrchová elektromyografie.

Chůze s holemi se stala předmětem několika studií, jejichž zástupce uvádím v kapitole 5.1.5 Další studie. Výzkumy hovoří převážně o vlivu NW na oběhovou soustavu člověka a na dýchací systém. Autoři se ve svých studiích věnují porovnání fyziologické odpovědi lidského organismu na zátěž při chůzi s holemi a při volné chůzi ve smyslu porovnání spotřeby kyslíku, energetického výdeje či srdeční frekvence. Jiní zkoumali vliv NW na pohybovou soustavu či možnost ovlivnění vertebrogenních bolestí prostřednictvím použití terapie chůze s holemi.

Srovnání volné bipedální lokomoce bez zapojení horních končetin a chůze s holemi, které jsou zavzaty do lokomoce, by mohlo přinést obohacující informace vzhledem k dalšímu možnému využití například ve fyzioterapii či při tréninkové přípravě běžců na lyžích.

3. Cíle úkoly práce

Cíl práce

Cílem práce je porovnání zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking a při volné bipedální chůzi.

Úkoly práce

1. Shromáždit teoretické podklady o chůzi Nordic Walking a o volné bipedální lokomoci
2. Vybrat vhodné probandy a zvolit vhodný terén pro uskutečnění měření
3. Zmapovat a vybrat vhodné svaly, které budou předmětem měření
4. Analyzovat elektromyograficky a videovizuálně svalovou práci při chůzi s holemi a při chůzi bez holí
5. Zpracovat a interpretovat data
6. Interindividuálně porovnat získaná data

4. Hypotézy

H1

Svalová aktivace vybraných svalů ovlivňujících pletenec ramenní při NW bude vyšší než u volné bipedální chůze, což se projeví větší střední hodnotou plochy pod křivkou u NW v porovnání s volnou chůzí.

H2

Dojde ke společné aktivaci dlouhých hlav svalů m. triceps brachii., m. biceps brachii a aktivaci svalu m. latissimus dorsi při NW.

H3

Nedojde ke společné aktivaci dlouhých hlav svalů m. triceps brachii., m. biceps brachii a aktivaci svalu m. latissimus dorsi při volné chůzi.

5. Teoretická východiska

5.1 *Nordic Walking*

5.1.1 Historie

Nordic Walking pochází z Finska. První zmínky jsou z období kolem roku 1930. Tehdy byla do letní přípravy finských běžeckých lyžařů zahrnuta i chůze s holemi. Původním impulsem bylo zintenzivnění běžné chůze do kopce, kdy s holemi docházelo ke zrychlení tempa a tím i náročnosti tréninku. Trénovaly se i pochody s holemi na delší vzdálenosti (Karlsson, 2007).

V 80. letech 20. století přišel Tuomo Jantunen, vedoucí ředitel organizace Suomen Latu, se svými kolegy s nápadem uplatnit chůzi s holemi jako vhodnou fyzickou aktivitu i pro veřejnost. Ve sportovních zařízeních si začali všimnout léčebných důsledků. Běžná chůze byla totiž příliš pomalá na to, aby přinášela dostatečné zdravotní efekty. Navzdory tomu, že lidé nebyli příliš nadšení severskou chůzí, dne 5.1.1988 na olympijském stadionu při slavnosti odhalení sochy Tahka Pihkaly, uspořádala Organizace Suomen Latu lyžařský závod v běhu na lyžích na 5 km. Toho dne však žádný sníh nebyl a tak Tuomo Jantunen požádal na 50 účastníků, aby místo běhu na lyžích šli pouze za pomoci holí kolem Olympijského stadionu. Tato událost se dostala i do televize (Karlsson, 2007).

V 90. letech Jantunen a jeho kolegové představili Nordic Walking téměř na všech sportovních setkáních různých firem. Byly prováděny testy s pulsmetry (Karlsson, 2007).

Psal se rok 1993, kdy byl ve Spojených Státech Amerických zveřejněn výzkum „Energy cost of walking with and without arm activity on cross walk dual motion cross training“ (Karlsson, 2007).

Finská sportovní instituce Suomen – Latu a Exel (výrobce holí) se dohodli na spolupráci. Vyvinuli technologii, techniku chůze i technické pomůcky. O rok později, v roce 1997, byl zveřejněn mezinárodní název Nordic Walking. Poté se spustila reklamní kampaň a Nordic Walking se dostal do širšího povědomí veřejnosti. Zájem o sport samotný se zvětšoval, konala se setkání na různých místech ve Finsku, počet účastníků masivně narůstal (Karlsson, 2007).

Na jaře 1998 uspořádala organizace Suomen Latu vzdělání pro instruktory. V zahraničí se začaly prodávat speciální hole. Mezi prvními zeměmi bylo Švédsko a Švýcarsko. Návod na chůzi s holemi se dostal i do televizního vysílání (Karlsson, 2007). V létě zahájilo svou činnost centrum v Paloheinä v Helsinkách. (V tom stejném létě toto centrum navštívilo kolem 23 000 lidí.) Byl natočen videozáznam o Nordic Walking. Suomen Latu získal cenu „Zdravá aktivita roku“ (Karlsson, 2007).

V roce 2000 byla vytvořena mezinárodní asociace Nordic Walking INWA (International Nordic Walking Association). Mezi členy se řadilo Finsko, Německo a Švýcarsko (Karlsson, 2007).

O dva roky později se Nordic Walking dostal i do Francie, USA, Japonska a na Nový Zéland. Na světě bylo přibližně 700 000– 800 000 lidí používající hole (Karlsson, 2007).

Od té doby se uskutečňuje ve Finsku mnoho setkání. Vybavení se rozšiřuje o vhodnou obuv navrženou pro Nordic Walking, zlepšuje se i kvalita holí. Stále více lidí na celém světě praktikuje NW (Karlsson, 2007).

V roce 2006 bylo na 7 milionů lidí provozujících chůzi s holemi. Nordic Walking je nejvíce se rozvíjející volnočasová aktivita na světě (Karlsson, 2007).

5.1.2 Technika

Severská chůze není technicky náročná pohybová aktivita. Práce dolních končetin je v podstatě totožná s běžnou rychlou chůzí a činnost trupu a horních končetin by se dala připodobnit pohybu při běžeckém lyžování. Úchop holí je identický s držením holí pro běh na lyžích.

Při chůzi za použití holí vstupuje ve větší míře do pohybu práce horních končetin. Tělo je mírně nakloněno vpřed, jsou aktivovány zádové svaly podporující vzpřímené držení páteře. Chůze s holemi zvyšuje rotační pohyb trupu a aktivuje svaly ramenní a v oblasti lopatky. Díky holím dochází k větší stabilitě při pohybu. Proto je možné lepší nastavení těla v oblasti pánve, kyčelní klouby se mohou více extendovat a tak se svaly v oblasti pánve mohou lépe zapojit. Chůze je rychlejší a dochází k většímu spalování kalorií (Karlsson, 2007).

Technikou severské chůze a následně jejím popisem se zabývá Vystrčil (2005) ve své diplomové práci. Při chůzi s holemi je trup držen v mírném předklonu, hlava v prodloužení páteře (brada mírně zasunutá vzad), pohled směřuje přibližně 20m dopředu. Ramena jsou „stažena od uší“ a posazena dozadu. Hrudník i ramena se snažíme nechat uvolněná, aby střídavý pohyb horních končetin v ramenních kloubech nebyl omezován zapojením nežádoucích svalů (obr. č. 2).

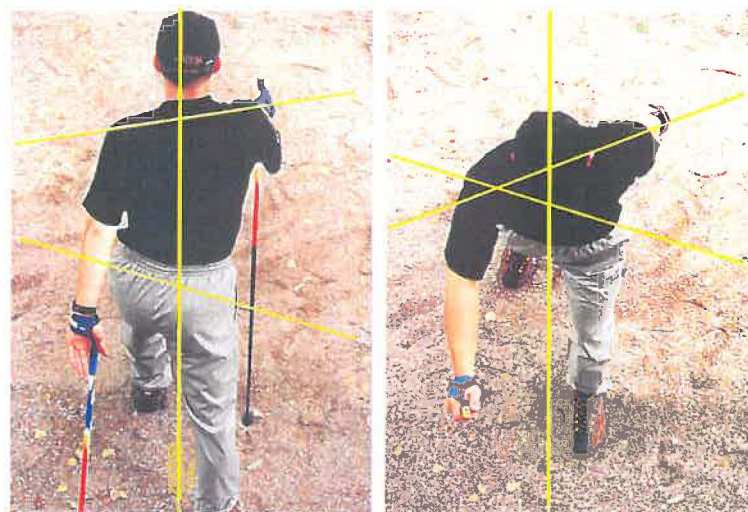


Obr. č. 2 Základní postoj při Nordic Walking z boku



Obr. č. 3 Detail puštění hole za tělem

Pohyb rukou v poutkách je přirozený. Začíná za tělem z propnutého lokte, horní končetina se pohybuje vpřed a vzhůru s postupnou flexí v lokti až do fáze opory o hůlku, poté se cyklicky vrací zpět za tělo. Až do závěrečné fáze odrazu hůlky svírají prsty pevně rukojeť, pak se dlaň otevírá a odrazová síla je přenášena přes poutko, loket i prsty jsou natažené (obr. č.3). Horní a dolní část trupu rotují kontralaterálně při každém kroku (obr. č. 1)(Vystrčil, 2005).



Obr. č. 1 Základní postoj při Nordic Walking s naznačením osy pánve a osy ramen (Vystrčil, 2005)

Těžiště těla se oproti přirozené chůzi vyšší intenzity dostává níže, krok se díky hůlkám prodlužuje (Vystrčil, 2005).

Krok začíná odrazem od prstů zadní dolní končetiny (obr. č.4) , která přechází do švihové fáze. Stojná dolní končetina je v úvodní fázi pohybu v semiflexi v kolenním kloubu (pozn. velikost flexe v kolenním kloubu se při delším kroku zvětšuje). Horní končetina nacházející se před tělem je v semiflexi v lokti, hrot její hůlky se zapichuje přibližně na úrovni paty chodidla přední dolní končetiny či mírně za ni. Během celého cyklu by se hrot hole neměl dostat před vertikální osu danou zápěstím této horní končetiny. Důležitá je pozice ramen při přenosu síly z hůlky od zabodnutí do odrazu z ní. Rameno by se nemělo zvedat. Ve stejném čase protější kontralaterální horní končetina dokončuje v tomtéž čase odpich (Vystrčil, 2005).

Odpich hůlky na jedné straně a odraz chodidla na straně opačné se odehrává přibližně ve stejném okamžiku, jde o pohyb střídavý. „Chodidlo zadní dolní končetiny směřuje dopředu, jako první se podložky dotýká pata. Následuje dvojoporová fáze (hmotnost těla je nerovnoměrně rozložena mezi zadní dolní končetinu a hůlkou přední horní končetiny), kde se zadní horní končetina pohybuje uvolněně dopředu a nahoru, přední horní končetina začíná odpich aktivním napínáním v loketním kloubu. Ruce obou horních končetin se setkávají mírně před tělem. Zadní dolní končetina se ohýbá v koleně a směřuje dopředu. Po dokončení kroku a odpichu se celý cyklus opakuje v obráceném pořadí.“ (Vystrčil, 2005).

Velmi důležitým prvkem je sklon hůlek. Jak již bylo uvedeno, rukojeť hůlky se nachází vždy více vpředu oproti hrotu hůlky. Mění se pouze úhel sklonu během krokového cyklu (Vystrčil, 2005).

Pro plynulý pohyb je důležité vzpřímené držení trupu s protažením hlavy v ose páteře. Prodloužení kroku při použití hůlek nesmí být provázeno hyperextenzí kolen při došlapu. Tato chyba vede k přetížení přední části kolenního kloubu. Kolenní kloub by měl být pokrčen v lehké semiflexi. Podobné nebezpečí hrozí v oblasti hrudní a bederní páteře při nadměrné rotaci pánve vzhledem k fixovaným ramenním pletencům (Vystrčil, 2005).

Před zahájením chůze se zařazují zahřívací a protahovací cvičení a po jejím ukončení uvolňovací strečink. V obou fázích je vhodné využít hůlky jako cvičební pomůcku (Vystrčil, 2005).



Obr. č. 4 Správný odval chodidla – došlap, stojná fáze, odraz (Vystrčil, 2005)

Technika chůze do kopce

Při chůzi do kopce je tělo nakloněno dopředu více než je obvyklé. Svaly v oblasti paží, stehů a lýtek jsou nuceny pracovat intenzivněji. Dynamické použití holí stimuluje k prodloužení kroku během stoupání. Chůze do mírného kopce je vynikajícím tréninkem pro osoby začínající s chůzí s holemi. Pomáhá pochopit práci paží a učení se správnému pohybu (obr. č. 5) (Vystrčil, 2005).



Obr. č. 5 Chůze do kopce (Vystrčil, 2005)

Technika chůze z kopce

Chůze s holemi z kopce se vyznačuje kratšími kroky a snížením těžiště těla. Kolena jsou mírně pokrčena po celou dobu chůze, chodidla jsou daleko více v kontaktu se zemí a přibrzďují pohyb těla. Váha je rozložena mezi chodidlem umístěným více vpředu a kontralaterální hůlkou. (Vystrčil, 2005).

5.1.3 Dělení

Severskou chůzi můžeme rozdělit do tří obtížností podle fyzické zdatnosti.

- a) rekreační - zdravotní**
- b) kondiční - fitness**
- c) aktivní - sportovní**

Nejnižší stupeň obtížnosti představuje chůze zdravotní. Možné ji využít v rehabilitaci či při nízké fyzické zdatnosti. Druhým stupněm je chůze kondiční neboli fitness – na úrovni udržování kondice, zvyšování aerobní kapacity a vytrvalosti. Třetí úroveň je provozování chůze s holemi jako sportu, kdy si jedinec chce zvýšit tělesnou zdatnost. Trénink probíhá na úrovni 80-90% fyzické zátěže, tréninkové jednotky jsou doplněny o přídatná cvičení (Leiper, 2008).

Rekreační

Na tomto stupni by měli začínat lidé, kteří jsou limitovaní fyzickou kondicí, nemají mnoho zkušeností s pravidelným cvičením, mají slabší koordinační schopnosti, případně specifické zdravotní problémy, které jim ovšem nebrání v provozování chůze s hůlkami. Na rekreační úrovni se věnují severské chůzi především ti, kteří hledají vhodnou a efektivní pohybovou aktivitu pro volný čas téměř v jakémkoliv věku. Je vhodná také pro ty, co se rozhodnou změnit svůj „sedavý“ způsob života a začít se zdravotně orientovanou nenáročnou pohybovou činností (Vystrčil, 2005).

Kondiční

Tento stupeň je určen pro lidi s pohybovými zkušenostmi, kteří aktivně cvičí (pravidelně, víckrát jak dvakrát týdně), znají svou kondici a limity. Na této úrovni se věnují severské chůzi zejména lidé odhodlaní zlepšit svou kondici a celkové zdraví a berou tuto aktivitu jako výborný doplněk svého repertoáru ostatních pohybových aktivit (Vystrčil, 2005).

Aktivní

Na tomto stupni se již setkáváme se sportovci či lidmi s jasnou představou, co od tréninku očekávají. Jsou ve výborné kondici, s dobrým rozsahem pohybu a pružným svalovým aparátem. Jejich koordinační a rovnovážné schopnosti jsou na vysoké úrovni. Očekáváme od nich, že rádi pracují ve skupinách či sami, rozumí ústnímu popisu cvičení bez nutnosti ukázky a celkovým principům pohybu (Vystrčil, 2005).

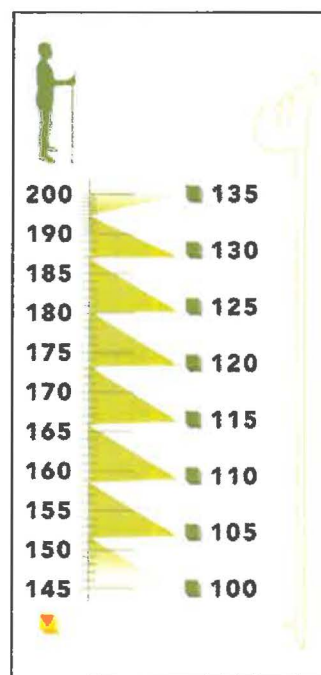
5.1.4 Technické vybavení

Základním vybavením pro severskou chůzi jsou speciální hole (obr. č. 6). Jsou vyrobeny z karbonu, proto jsou velmi lehké, pružné a přitom pevné. Pro nejlepší možné zvládnutí techniky a pro dobrý efekt z chůze je třeba si všimnout několika kritérií, které by hole měly splňovat.

Nejdůležitějším parametrem je výška holí (obr. č. 7). Literatura uvádí vzorec pro vypočítání vhodné výšky - vynásobit tělesnou výšku číslem 0,7. V praxi je však důležitější individuální výběr holí, kdy při držení kolmo spuštěné hole k zemi, svírá loketní kloub úhel 90°.



Obr. č. 6 Hole (Exel, 2004)



Obr.č. 7 Doporučená výška holí (Exel, 2004)

Ergonomická rukojeť hůlky přispívá také dobrému prožitku z chůze. Správná rukojeť snižuje přenos otřesů z hůlky, které působí na klouby horní končetiny. Rukojeť je vyrobena z odolných materiálů většinou kombinací plastu s gumou (obr. č. 8) či korkem (obr. č. 4).



Obr. č. 8 Rukojeť – plast/guma (Exel, 2004)



Obr. 9 Rukojeť – plast/korek (Exel, 2004)

Poutko (obr. č. 10), kterým se hole pro severskou chůzi liší od holí pro jiné sporty, je důležitým bezpečnostním prvkem. Umožňuje stálý kontakt ruky s holí i při jejím úplném puštění. Poutko je snímatelné, nastavitelné a navrženo tak, aby umožňovalo co nejpřirozenější pohyb horních končetin a efektivní možnost odpíchnutí se od hole.



Obr. č. 10 Poutko (Exel, 2004)

Plastový košík (talíř hole) zamezuje příliš hlubokému zaboření hůlky v terénu (obr. č. 11). Koncový hrot umožňuje dobré zapíchnutí a odražení se od povrchu (obr. č. 11).



Obr. č. 11 Koncový hrot a plastový košík (Exel, 2004)



Obr. č. 12 „Botička“ (Exel, 2004)

Součástí výbavy je i gumová násada „botička“. Její použití zpříjemní chůzi po asfaltových cestách či jiných tvrdých površích částečným absorbováním nárazů (obr. č. 11).

Obuv by měla být pohodlná, kvalitní a hlavně přizpůsobena terénu. V dnešní době je již k dostání speciální obuv pro Nordic Walking.

Oblečení pro severskou chůzi se nikterak neliší od oblečení např. pro běh či turistiku. Vhodné je pohodlné oblečení zajišťující dostatečnou tepelnou ochranu a neomezuje prováděný pohyb.

Přídavným vybavením jsou rukavice umožňující ještě lepší přilnavost rukou k rukojeti, ledvinky či baťůžky pro malé občerstvení a cestovní obaly pro úschovu holí.

5.1.5 Další studie

Kukkonen-Harjula et al. (2007) ve své studii porovnávali dvě skupiny žen se sedavým zaměstnáním (ve věkovém rozmezí 50-60 let). První skupina 54 žen trénovala po dobu 13 týdnů 40 minut 4x týdně chůzi s holemi a druhá skupina 53 žen rychlou chůzi bez holí. Sledován byl kardiorespirační systém a nervosvalový systém. Základní hodnota VO₂ byla 25.8 mL/min/kg. Obě skupiny zlepšily vrchol VO₂ podobně. (25.8 mL/min/kg \pm 1.9–3.3) Pro testování nervosvalového aparátu byl použit test dřepu na jedné dolní končetině. Výsledky dopadly příznivěji pro skupinu provozující Nordic Walking (Kukkonen-Harjula et al., 2007).

Morsø et al. (2006) zkoumali v jednostranně zaslepené randomizované klinické studii vlivy různých léčebných terapií pro ovlivnění bolesti v oblasti dolní části zad u pacientů léčených ambulantně. Cílem studie bylo porovnání efektu léčby pohybovou aktivitou pacientů s odborným vedením instruktora Nordic Walking, pacienty samostatně praktikujícími chůzi s holemi a pacienty pouze poučenými o vhodné fyzické aktivitě (Morsø et al., 2006).

Kračmar a kol. (2006) prováděl pilotní experimentální studii, ve které sledoval rozdíly v práci hybné soustavy člověka při volné chůzi a při chůzi s holemi pomocí metody povrchové elektromyografie synchronizované s videozáznamem (Kračmar a kol., 2006).

Church et al. (2002) ve své studii porovnávali fyziologickou odpověď organismu spotřeby kyslíku a energetického výdeje při Nordic Walking a běžné chůzi. Současně sledovali i tepovou frekvenci. Jedenáct žen a 11 mužů chodilo na vzdálenosti 1600 m s použitím holí a bez holí po úsecích 200m. Výsledkem bylo zvýšení průměrné spotřeby kyslíku i energetického výdeje o 20% a zvýšení srdeční frekvence o 10% v porovnání s volnou chůzí (Church et al., 2002).

Porcari et al. (1997) se také věnoval porovnání fyziologických odpovědí při volné chůzi a při chůzi za použití holí. V práci sledoval 32 zdravých jedinců při chůzi na chodícím pásu po dobu 20 minut. Při studii byly zaznamenávány údaje o vydechovaném vzduchu, tepové frekvenci, hodnocení vnímané námahy (RPE „Rating of Percieved Extertion”). Pro vyhodnocení použit Tukey's post hoc test. Výsledným zjištěním byla zvýšená spotřeba kyslíku

o 23%, zvýšení energetického výdeje o 22% a zvýšení tepové frekvence o 16%. Průměrná hodnota RPE byla vyšší o 1,5 stupně u chůze s holemi (Porcari et al., 1997).

5.1.6 Rozbor pohybu a aktivace svalů při NW

Poloha těla ve fázích pohybu je zobrazena na obr. č. 13.



Obr. č. 13 Fáze pohybu (Nordic Walking.inwa, 2002-2003)

Popis níže uvedených poloh je uveden s přihlédnutím na podobnost výchozích poloh pro provádění pohybů v diagonálách, jak je uvádí Holubářová, Pavlů (2007).

Následující popis je vztažen k obrázku 13.

Výchozí poloha: (obr. č. 13a)

Pravá horní končetina –

- úchop je typu válcového, (před uskutečněním opory je důležitý úchop ručky)
- prsty jsou flektovány,
- palec ve flexi a opozici,
- ruka se nachází ve středním postavení,
- zápěstí v radiální dukci,
- loket ve flexi,
- rameno ve flexi,
- lopatka abdukce zevní rotace dolního úhlu,
- horní část trupu rotovaná ventromediálně (rameno posunuté dopředu).

Levá horní končetina –

- prsty v extenzi,
- palec v extenzi a opozice (držen volně),
- ruka ve středním postavení,
- zápěstí v ulnární dukci,
- loket v extenzi,
- rameno v extenzi,
- lopatka v addukci, vnitřní rotaci dolního úhlu.

Levá dolní končetina –

- došlap na patu při fázi kroku,
- dorzální flexe a mírná everze v hlezni,
- koleno je v mírné flexi (cca 10°),
- kyčel ve flexi a mírné zevní rotaci,
- pánev rotovaná ventromediálně (pánev posunutá dopředu).

Pravá dolní končetina –

- zvýšená dorziflexe prstů,
- plantární flexe hlezna s mírnou inverzí,
- koleno v extenzi,
- kyčel v extenzi,
- pánev rotovaná dorzomediálně

(Holubářová, Pavlů, 2007).

Trup je držen zpříma v mírném náklonu dopředu, v lehké torzi ramen oproti pánvi, hlava je v protažení osy těla (obr. č. 13a).

Předpokládané svaly uskutečňující pohyb na horních končetinách

Seznam níže uvedených svalů je vybrán s přihlédnutím na podobnost pohybu s pohyby prováděnými v diagonálách a podobné aktivaci svalů jak je uvádí Holubářová, Pavlů (Holubářová, Pavlů, 2007)

Svaly uskutečňující pohyb na pravé horní končetině (obr. č. 13a):

- m. flexor digitorum superficialis,
- m. flexor digitorum profundus,
- mm. interossei palmares,
- mm. lumbricales,
- m. flexor pollicis longus et brevis,
- m. opponens pollicis,
- m. flexor carpi radialis,
- m. coracobrachialis,
- m. pectoralis major pars clavicularis,
- m. deltoideus – pars anterior,
- m. biceps brachii c. longum,
- m. serratus anterior

(Holubářová, Pavlů, 2007).

Svaly uskutečňující pohyb na pravé horní končetině (obr. č. 13d):

- m. extensor digitorum communis,
- m. extensor digiti minimi,
- mm. interossei dorsales,
- mm. lumbricales,
- m. abductor pollicis brevis,
- m. extensor pollicis longus,
- m. extensor carpi ulnaris,
- m. anconeus,
- m. teres major,

- m. latissimus dorsi,
- m. deltoideus – pars posterior,
- m. triceps brachii cap.longum,
- m. levator scapulae,
- mm. rhomboidei

(Holubářová, Pavlů, 2007).

5.2 Svalové řetězce v oblasti pletence ramenního

Svalovou smyčku tvoří skupina dvou svalů upínajících se na dvě vzdálená pevná místa. Mezi oba svaly je včleněn pohyblivý kostní segment, jehož poloha je vyvažována tahem obou svalů.

Svalový řetězec vzniká vzájemnou fyzikální i funkční vazbou několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami do řetězce tvořící samostatný složitý útvar, jehož funkce je programově řízena z CNS. CNS umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků podle předem programovaného časového rozvrhu (timing), kterým se pohyb svalů koriguje a tím se dosahuje přesnosti pohybu při úspoře energie. Po stránce funkční mohou svaly ve funkčním řetězci racivat jako funkční synergisté synchronně (v kontrakci) při udržování polohy vřazeného segmentu a nebo mohou pracovat jako funkční antagonisté (reciproční inervace) při změně polohy segmentu (Véle, 2005, 2006).

Svalové řetězce v oblasti pletence ramenního podle Véleho

Véle (2006) uvádí způsob propojení mezi **trupem a lopatkou** pomocí svalů. Jedná se o čtyři svalové smyčky, které při pohybu spolupracují. Tím je dosažen koordinačně harmonický pohyb horní končetiny. Tyto smyčky se účastní na pohybu lopatky nebo její fixaci (Véle, 2006).

1. obratle – m. rhomboideus – lopatka – m. serratus anterior – žebra
2. hlava – m. trapezius pars superior – lopatka
krční páteř – m. levator scapulae – lopatka
hrudní páteř – m. trapezius pars inferior – lopatka
3. žebra – m. pectoralis minor – lopatka – m. trapezius pars superior – obratle

4. obratle – m. trapezius pars medium – lopatka (Véle, 2006)

Skupinou svalových smyček jsou řetězce svalů mezi **pletencem ramenním a trupem** (Véle, 2006).

1. *spojnice mezi hrudníkem a paží :*

přední část hrudníku – m. pectoralis major – humerus – m. latissimus dorsi – zadní část hrudníku

2. *spojnice mezi humerem a kontralaterálním kolenním kloubem – jdoucí z přední strany:*

humerus jedné strany – m. latissimus dorsi – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca kontralaterální – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany

3. *spojnice mezi humerem a kontralaterálním kolenním kloubem – jdoucí ze zadní strany:*

humerus jedné strany – m. pectoralis major – fascie přední plochy hrudníku – (přes pochvu přímých břišních svalů na druhou stranu) mm. obliqui abdominis – ligamentum inguinale – fascie stehenní – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany

4. *řetězec pro zpevnění ramenního pletence:*

hrudník – clavicula – m. deltoideus – humerus – m. deltoideus – scapula – svaly lopatkových smyček – hrudník

5. *řetězec otevřený:*

paže – pletenec ramenní – paže – předloktí

scapula – m. supraspinatus – humerus – m. biceps brachii – předloktí – scapula – m. coracobrachialis – humerus – m. triceps brachii – předloktí

6. *řetězec uzavřený:*

paže – pletenec ramenní – paže – předloktí

scapula – m. deltoideus – humerus – m. brachialis – ulna

scapula – m. biceps brachii – radius (flexe-supinace)

scapula – m. triceps brachii – ulna (extenze)

humerus – m. triceps brachii – ulna (extenze)

humerus – m. brachioradialis – radius (flexe)

(Véle, 2006)

Svalové řetězce v oblasti pletence ramenního podle Javůrka

Svalové smyčky uváděné Javůrkem (1986) se podobají těm, které uvádí Véle (2006).

Svalové smyčky spojující hrudník a lopatku

1. m. rhomboideus – m. serratus anterior
2. m. levator scapulae – dolní část m. trapezius
3. m. pectoralis minor – horní část m. trapezius
4. střední část m. trapezius – střední část m. serratus anterior

(Javůrek, 1986)

5.3 Řízení motoriky

Pohybový projev člověka je vysoce organizovaná funkce. Zajišťuje vzpřímenou polohu i jednoduchý či složitý pohyb. Na řízení motoriky se podílejí všechny oddíly CNS. Pátevní mícha zajišťuje základní předpoklad pro pohyb – svalový tonus (opěrná motorika), důležitý pro postojové a vzpřimovací reflexy. Na jeho řízení se účastní také retikulární formace, statokinetické čidlo a mozeček. Opěrná motorika je pak základem pro motoriku cílenou – vykonávání úmyslných pohybů, řízenou činností mozkové kůry, bazálních ganglií a kůry mozečku (Trojan et al., 2001, 2003).

Véle (Véle, 2006) uvádí dva druhy aktivity, kterými CNS ovládá řízení volního pohybu. První je stimulující emocionální aktivita a druhá je brzdící racionální aktivita. Což znamená, že pohybová odezva při slabé emoci je slabá nebo žádná a naopak při silné emoci může být až špatně koordinovaná. Pohyb musí být dobře koordinovaný. To je zajištěno vyvážeností obou druhů kontroly. Výsledná kvalita pohybu je rozhodujícím způsobem ovlivněna limbickým systémem, který zajišťuje motivaci k pohybu (Kračmar, 2002).

5.4 Postura

„Klidová poloha těla vyznačující se určitým uspořádáním pohyblivých segmentů se nazývá postura.“ (Véle, 2006) Posturou vyjadřujeme statickou polohu těla v prostoru, která v sobě skrývá i dynamiku zajišťující udržení polohy těla vzhledem k měnícím se okolním podmínkám (Véle, 1995). Držení těla je závislé na podmínkách vnitřního prostředí organismu (zahrnující i obsah mysli) a na podmínkách zevního prostředí, na něž se posturální systém adaptuje (Véle, 2004).

Čápová (Čápová, 2000) označuje páteř jako realizátor posturální motoriky.

Držení těla je geneticky kódováno jako program v CNS. Reálné držení se však utváří v závislosti na průběhu posturální ontogeneze (Kračmar, 2002). V průběhu zrání CNS vznikají svalové souhry mající formativní vliv na morfologický vývoj páteře. Ty mají již od počátku života vliv na vývoj lokálních, regionálních a také funkčně souvisejících globálních biomechanických parametrů (Kolář, 2006).

Pro udržení těla ve vertikálním postavení je potřebná pokročilá centrální kontrola míšního režimu fázického pohybu. Ta umožní koaktivaci agonistů s antagonisty, aby bylo možno danou polohu tonicky udržet. Tento proces kontroly míšního pohybového režimu se postupně vyvíjí v průběhu posturálního vývoje jedince, jak ho popisuje Vojta (Véle, 2004).

Janda (Janda, 1982) přichází s rozdělením svalů majících posturální funkci do dvou skupin. Jsou jimi svaly „tonické“ a „fázické“. Toto přísné rozdělení svalů však zmírňuje Kolář (Kolář, 2005) svými poznatky potřeby spolupráce jak krátkých hlubokých svalů páteře společně s dlouhými povrchovými svaly páteře pro uskutečnění stabilizace trupu.

Činnost řídící CNS musí zajišťovat jednak stabilitu zaujaté polohy při práci rukou, musí také stabilizovat i průběh změny držení a situaci i krátkodobě předvídat.

Vzpřímené držení těla klade vyšší nároky na svalovou aktivitu i na koordinační funkci řídícího NS. Ten musí dokonale vyvažovat vliv gravitace.

Aktivita posturálního systému stoupá již při představě pohybu. Na tu reaguje autochtonní muskulatura páteře svou aktivitou. Posturální funkce pohyb předchází, provází i zakončuje (Véle, 1995). Můžeme říci, že postura provází pohyb jako stín (Véle, 1997). Vliv mají také psychika a funkce vnitřních orgánů (Véle, 1995).

Pro udržování vzpřímeného držení těla je důležitá i činnost krátkých svalů kolem klíčových kloubů, které společně s krátkými svaly podél páteře tvoří tzv. hluboký stabilizační systém a mají v sobě zakomponovanu rotační složku. Tyto svaly se posilují chůzí, která s sebou přináší torsní pohyb páteře podporující právě činnost tohoto hlubokého stabilizačního systému. Protože současná civilizace se vyznačuje sedavým způsobem života a přirozenou lokomoci chůzí nahrazuje dopravními prostředky, dochází k oslabování hlubokého stabilizačního systému (Véle, 2004).

Ideální kompenzací delšího stání nebo sezení je chůze (Véle, 1995).

5.5 Stabilizace

Kolář (2006) hovoří o posturální stabilizaci jako o aktivním řízeném držení tělních segmentů proti působení zevních sil pomocí CNS. Je součástí všech pohybů. Pro provedení cíleného pohybu je totiž nutná úponová stabilizace svalu, jež daný pohyb vykonává. Aktivita svalu, který stabilizuje, spouští aktivitu dalších svalů, s nimiž má úponovou souvislost. Do postury je tak převáděn každý pohyb v segmentu. Stabilizační funkce probíhají automaticky bez našeho uvědomění a vůlí můžeme tyto funkce ovlivňovat jen minimálně (Kolář, 2006).

Suchomel (2006) uvádí poznatek, že při vyšší kvalitě posturálního chování, se objevuje i vyšší kvalita dosažené svalové rovnováhy (Suchomel, 2006).

Stabilizace je dynamickým procesem zpracování informací v CNS. Informace jsou však „nehmotného“ charakteru, nedají se fyzikálně popsat a objektivně měřit. Systém zpracování je připodobňován internetové síti. Udržování vzpřímeného držení závisí jednak na fyzikálních parametrech (tělesná hmotnost, výška, tvar těla, velikost oporné plochy a další) tak také na fyziologických parametrech podmínek zevního a vnitřního prostředí. Tyto informace se dostávají od CNS k periferním orgánům a naopak a tak řídí motoriku i její stabilizaci (Véle, 2004).

Z hlediska schopnosti účastnit se na stabilizaci segmentu, přichází Suchomel (2006) s dělením svalového systému na dvě skupiny. Jsou jimi stabilizátory lokální a stabilizátory globální. Lokální stabilizátory jsou zodpovědné za nastavení jednoho segmentu vůči druhému. Globální stabilizátory se účastní na rychlém a méně přesném silovém pohybu. Jsou organizovány často ve formě svalových řetězců (Suchomel, 2006).

Véle (2006) dělí svaly podílející se na stabilizaci trupu ve vzpřímené poloze obdobně. Jednu skupinu nazývá svaly stabilizačními – **shunt muscles**. Do této skupiny spadají krátké, tonické svaly uložené hluboko nejbližší kloubu s tahem působícím v ose pohybového segmentu mimo hlavní směr pohybu. Vyskytují se kolem obratlů a v klíčovém kloubu. Jejich funkcí je nastavení střední polohy kloubních plošek pro stabilizaci. Druhou skupinu tvoří delší silné povrchové svaly s fázickou povahou. Svým tahem působí kolměji k ose pohyblivého segmentu ve směru pohybu. Jejich hlavní funkcí je korekce polohy a silový zdroj pro samotný pohyb. Tyto svaly se označují jako **spurt muscles** (Véle, 2006).

Na stabilizaci polohy osového orgánu se účastní také respirační muskulatura. Tvoří ji krátké a dlouhé svaly (mm.intercostales, bránice, břišní svaly, intersegmentální svaly páteře a svaly pánevního dna) (Véle, 2004).

Držení těla má dvě varianty - pohotovostní režim (stand by) a orientované držení (atituda) (Véle, 2006). Stand by režim je nespecifickou přípravou k akci (Véle, 2004), kdežto atituda se vyznačuje orientací a připraveností ke konkrétnímu pohybu (Kračmar, 2002).

Udržení zaujaté polohy proti vlivu zevní síly vyžaduje současnou izometrickou aktivitu agonistů i antagonistů – koaktivaci - bránící fázickému pohybu (Véle, 2006). Tento pracovní režim je ovládán supraspinální řídicí úrovní CNS. Tato úroveň umožňuje použít nejstarších spinálních řídicích mechanismů jak k fázickým pohybům řízeným reciproční inhibicí, ke kterým jsou původně určeny, tak i k tonickému udržení zaujaté polohy koaktivací agonistů s antagonisty tak, aby sloužily posturální funkci, lokomoci i účelově orientovaným pohybům (Véle, 2004).

Podstatným příspěvkem pro stabilizaci těla ve stoje jsou také informace z chodidel (Véle, 2004).

5.6 Chůze

Chůze je nejběžnějším typem lokomoce (Véle, 2006).

Dítě se však již na konci sedmého měsíce života dostává „na čtyři“ a na přelomu osmého a devátého měsíce stárí se pokouší o první krůčky na čtyřech. Postupně se vertikalizuje a staví se na dolní končetiny. Obchází kolem stolu za pomoci přidržování se

horními končetinami (Kolář, 2007) – kvadrupedální model lokomoce. Pletenec pánevní i ramenní pracují v uzavřených kinematických řetězcích (Kračmar, 2007).

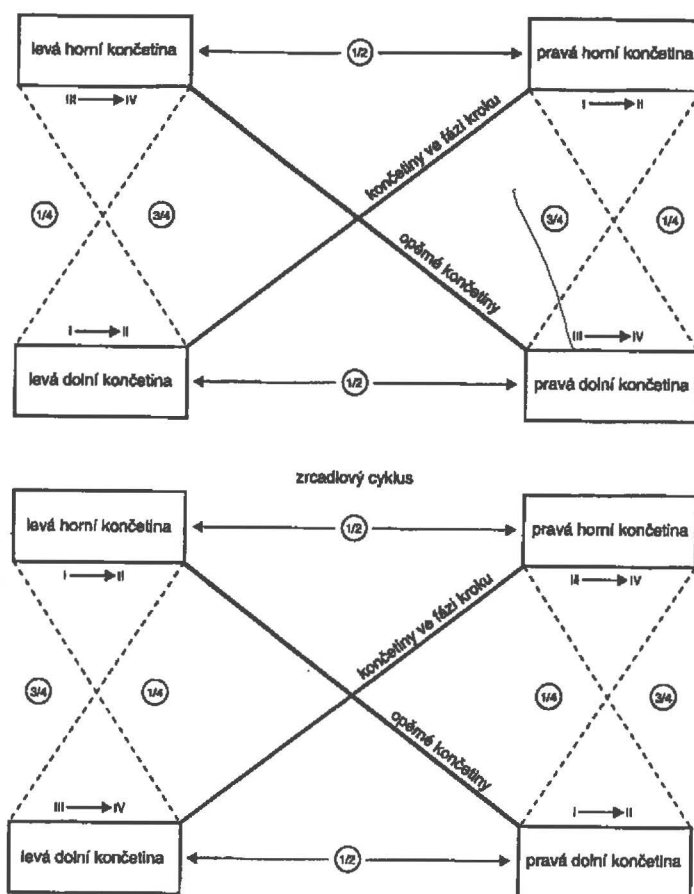
Samostatná bipedální lokomoce se objevuje u dítěte ve stáří 12. měsíce. Ramenní pletenec se osvobozuje od lokomoce (Kolář, 2007).

Vzpřímená bipedální chůze probíhá optimální rychlostí a s minimálním energetickým výdejem. Je individuální u každého jedince. Chůze je charakterizována neustálým kontaktem těla s podložkou během pohybu vpřed. Pohyb vpřed se skládá z opakování kroků v cyklu chůze (Dungl, 2005).

Vojta popisuje chůzi, lezení po čtyřech a reflexní plazení jako pohyby vpřed, které probíhají ve zkříženém koordinačním vzoru. Jednotlivé fáze se opakují ve stejném sledu ve vzoru recipročním na všech končetinách (Vojta, Peters, 1995).

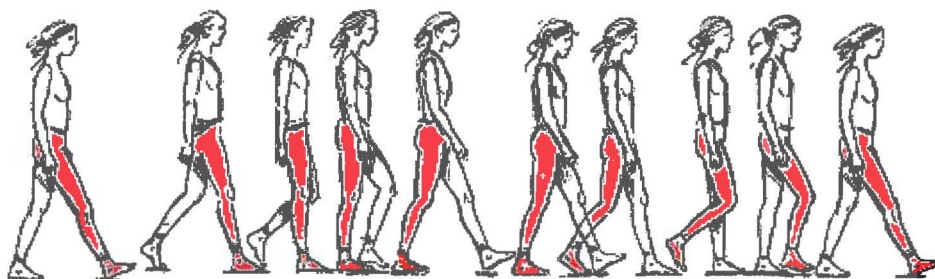
Krokový cyklus rozděluje na 4 fáze (obr. č. 14):

- flekční
- relaxační
- opěrnou
- odrazovou (Vojta, Peters, 1995)



Obr. č. 14 Krokový cyklus ve zkrříženém vzoru. Fáze cyklu v pohybu vpřed v recipročním znázornění: I. flekční fáze, II. relaxační fáze, III. opěrná fáze, IV. odrazová fáze. $\frac{1}{4}$ - čtvrtina časové jednotky, $\frac{1}{2}$ - polovina časové jednotky, $\frac{3}{4}$ - tři čtvrtiny časové jednotky (Vojta, Peters, 1995).

Dungl (2005) uvádí dvě fáze kroku – statickou a dynamickou, přičemž cyklus chůze zaujímá celý dvojkrok charakterizovaný časovým intervalem ohraničeným opětovným kontaktem paty stejné nohy s podložkou (viz. obr. 15). Při statické fázi je stejná noha v kontaktu s podložkou, přenáší hmotnost a zaujímá přibližně 62% celého cyklu. Dynamická fáze tvoří asi 38% doby trvání kroku, nazývá se také kročná a označuje moment, kdy švihová noha jde dopředu, bez kontaktu s podložkou, a hmotnost těla je přenášena druhostrannou dolní končetinou (Dungl, 2005).



Obr. č. 15 Průběh dvojkroku (Srbková, 2006)

Těžiště těla se při chůzi pohybuje směrem vzhůru a dolů (přibližně 4,5cm) a vychyluje se také do stran. Dolní končetiny se vůči trupu rotují, trup je ukloněn na opačnou stranu než je sklon a rotace pánve. Horní končetiny provádějí vůči dolním končetinám protisměrný pohyb (Srbková, 2006).

Typická lokomoce člověka - volná bipedální chůze je organizovaná ve fylogenetickém kvadrupedálním lokomočním zkříženém vzoru (pohyb horních končetin má vyrovnávací funkci a trup se pohybuje v protisměrné torzi). Bipedální chůze je lokomocí silově organizovanou přes pletenec pánevní. Pohyb vpřed je organizován také přes ramenní pletenec a to v kanoistice, lezení, horolezectví, při šplhu, v plavání technikou kraul a znak. Přes pletence ramenní i pánevní je lokomoce organizována při běhu na lyžích či při severské chůzi (Kračmar, 2005).

Při volné bipedální lokomoci se horní končetiny pohybují švihově. Pohyb je v opačném směru než je pohyb stejnostranné dolní končetiny. Véle (Véle, 2006) dále označuje tento pohyb za pasivní a vyvažovací, uvádí však poznatky ze studie, kdy se prokázala aktivita ve svalectech *m. deltoides pars spinalis* a *m. teres major* při chůzi. Janda (Janda, 1982) popisuje tři hlavní typy souhybu horních končetin při chůzi:

1. pohyb vychází hlavně z ramenních kloubů, rotace trupu je malá, ramenní klouby jsou uvolněny, patrná je doprovázející malá flexe v kloubech loketních.
2. zmenšený souhyb v ramenních kloubech, zvýšená rotace trupu, elevace ramenních pletenců
3. pohyb se odehrává převážně ve směru flexe v loketních kloubech (Janda, 1982).

Při kvadrupedální lokomoci, která se uskutečňuje ve zkříženém vzoru, se vzájemně střídá fázická a opěrná funkce kontralaterálních končetin. Páteř je protažena v podélné ose a ve všech jejích segmentech se uskutečňuje spirální aktivita. Vlastnímu vzpřímení o opoře o HK předchází stabilizace lopatky. Ta je zajištěna spoluprací (koaktivací) partnerských svalů – mm. rhomboidei, m. serratus ant. a m. trapezius (Čápová, 2000).

Člověk je v zevním prostředí motivován k pohybu. Během pohybu nacházíme uplatnění diagonálních vzorů jež popsal Kabath a také Vojta ve vývojové kineziologii. Při běhu na lyžích klasickou technikou je možné pozorovat shodné pohybové prvky, které se blíží kvadrupedálnímu zkříženému vzoru (Kračmar, 2002).

Pletenec ramenní je zapojen v průběhu posturálně pohybové ontogeneze a funkčně dozrává v rámci posturálně pohybové ontogeneze primárně před pletencem pánevním (Kračmar, 2002).

5.6.1 Fyziologický stereotyp chůze

Uvádíme stereotyp podle Grosse

Opěrná fáze – rozdělena na 5 částí

1. počáteční dotyk paty s podložkou – Heel strike
2. plný kontakt a zatížení celé nohy – Foot flat
3. stojná fáze střední – Mid stance
4. odlepení paty od podložky, konečná fáze stoje – Heel off
5. odtržení prstů od podložky, odrazová fáze – Toe off (Gross, 2005)

Fáze dvojí opory – fáze kroku, kdy je přítomen stoj na obou nohou, doba od dotyku paty jedné končetiny s podložkou po odtržení prstů druhé končetiny od podložky (Gross, 2005)

Švihová fáze – rozdělena na 3 části

1. počáteční fáze švihu (zrychlení) – Initial swing
2. střední švihová fáze – Mid swing
3. konečná fáze švihu (brždění) – Terminal swing (Gross, 2005)

5.6.2 Kineziologická analýza kroku

(řazeno časově)

Uvádíme kineziologickou analýzu podle Véleho

Oporná fáze – torzní pohyb v páteři, lehký přesun trupu na stranu nohy oporné, extenze v kyčli, zevní rotace v kyčli přecházející do vnitřní rotace v kyčli, mírná flexe v kolenní (při došlapu paty), extenze v kolenní (od dotyku celé paty po odval paty), plantární flexe v kotníku a na noze, následně mírná dorziflexe, hyperextenze metatarzofalangeálních kloubů, střídavá pronace a supinace nohy pro zajištění spolehlivé opory (Véle, 2006).

Svaly aktivující se během oporné fáze: krátké hluboké svaly zádové otáčející obratle protisměrně na obou koncích páteře, delší svaly střední vrstvy svalů zádových, gluteální svaly, flexory kolene, adduktory stehna, m. quadriceps femoris, m. vastus intermedius, m. tibialis anterior a mm. peronei, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus, m. soleus (při stabilizaci stoje), m. triceps surae (od odvinutí paty po odvinutí špičky), m. tibialis posterior (během střední části oporné fáze), svaly lýtkové (přední i zadní – pro stabilizaci kolene), svaly palce na noze a svaly na vnitřní straně nohy (aktivace při odvíjení nohy). (Véle, 2006).

Fáze dvojí opory - přechodem mezi švihovou a opornou fází (obdobu nulové polohy kyvadla) (Véle, 2006).

Švihová fáze – otáčení pánve směrem k podpůrné noze, rotace pletence ramenního v opačném směru, flexe a mírná zevní rotace v kyčli, addukce v kyčli přecházející k abdukci, flexe v kolenní v první polovině pohybu následovaná extenzí, dorziflexe a mírná everze v kotníku (Véle, 2006).

Svaly aktivující se během švihové fáze: mm. semispinales, mm. rotatores, mm. multifidi, m. obliquus abdominis externus (na straně kam se otáčí pánev), m. obliquus abdominis internus (na opačné straně), mm. erector spinae, stejnostranný m. iliopsoas a m. quadratus lumborum, kontralaterální m. gluteus medius (postavení pánve v horizontální poloze), m. iliopsoas (při flexi v kyčli), m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris (caput breve) a m. sartorius; pozn. aktivita flexorů kolene je i při extenzi v kolenní – slouží ke

zpevnění dolní končetiny při dopadu na opornou bázi, aktivní je m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus (Véle, 2006).

5.7 Aktivace svalů ramenního pletence při stimulaci reflexního plazení podle Vojty

Lokomoční komplexy (reflexní plazení a reflexní otáčení) jsou globálními pohybovými vzory člověka uplatňované v ontogenezi jeho motoriky. Globální pohybové vzory jsou u každého člověka uloženy v CNS jako předloha určité funkce. Prvky těchto vzorů jsou více či méně patrné v každodenních pohybech člověka. Reflexní pohyb vpřed je charakterizován určitými principy. Těžiště těla je přenášeno k opěrným bodům končetin, trup je tažen k opěrné končetině. Punctum fixum, ke kterému je soustředěno napětí svalů je na končetinách spočívajících na podložce (Kračmar, 2002). V tomto by se dala spatřit podobnost pohybu reflexního plazení s pohybem vpřed za použití holí, vytvořením puncta fixa na akrech horních končetin a vytvořením uzavřeného kinematického řetězce pro horní končetiny. A to s vědomím, že při NM se jedná o lokomoci ve vertikále.

Reflexní plazení zahrnuje vzpřímení proti gravitaci a aktivní lokomoci trupu ve směru opěrných končetin (Kračmar, 2002).

Výchozí polohou je leh na břiše, paže na čelistní straně je posunuta dopředu, druhá paže je držena v pronačním postavení vzadu. Dolní končetiny jsou v semiflexi v kyčelním kloubu a jsou zevně rotovány.

Stimulací se na **čelistní horní** končetině aktivují následující svaly:

oblast lopatky:	m. trapezius dolní část, m. serratus anterior, mm. rhomboidei
oblast ramenního kloubu:	m. deltoideus pars spinalis, m. teres major, m. latissimus pars transversa m. pectoralis major, m. coracobrachialis, m. subscapularis m. supraspinatus, m. infraspinatus m. deltoideus pars clavicularis a acromialis, m. biceps brachii
oblast loketního kloubu:	m. anconeus, m. biceps brachii (caput longum), m. brachialis
na předloktí:	vyvážená kontrakce všech svalů

oblast ruky: mm. interossei, mm. flexores digitorum superficiales et
profundi,
m. flexor pollicis brevis, m. flexor digiti V. brevis (Vojta, 1993)

Na **záhlavní** horní končetině se aktivují tyto svaly:

oblast lopatky: m. trapezius horní část, m. deltoideus pars acromialis, m. serratus
ant.

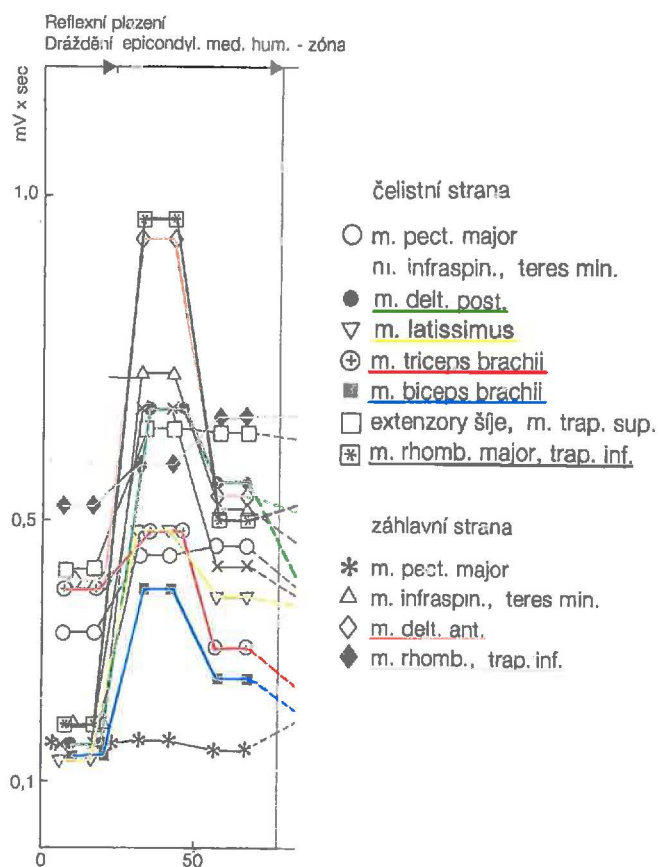
oblast ramenního kloubu: m. deltoideus pars clavicularis, m. pectoralis major, m.
infraspinatus

oblast loketního kloubu: m. brachialis, m. biceps brachii, m. brachioradialis, m. supinator

oblast zápěstí a prstů: radiální abdukce ruky, extenze zápěstního kloubu, extenze prstů
(Vojta, 1993)

Reflexní plazení

Dráždění epicondyl. med. hum. – zóna vlevo, aktivace svalů zachycená pomocí polyelektromyografie viz. obr. č. 16 (Vojta, 1993).



Obr. č. 16 Polyelektromyografický záznam svalové aktivity v ramenním pletenci při reflexním plazení (Soerjano, Lint, Bauer, Vojta, přednáška na 7. kongresu EEG v Praze 1984) (Vojta, 1993).

5.8 Povrchová elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda, která je založena na snímání povrchové nebo intramuskulární svalové aktivity. Povrchovou svalovou aktivitu měříme pomocí povrchové elektromyografie, intramuskulární svalovou aktivitu pomocí jehlové elektromyografie.

Hlavním předmětem měření jsou vzájemné časové vztahy mezi činnostmi několika svalů. Tato metoda je vhodná k hodnocení tzv. svalových vzorců projevujících se při jednotlivých pohybech, např. chůzi, LTV, aj. Umožňuje rozpoznat nesprávné vzorce a přecvičovat je na vzorce správné. Využívá se v rehabilitačním lékařství či sportovní medicíně (Trojan, 2001).

Povrchová elektromyografie umožňuje snímání povrchové elektrické aktivity svalů pomocí povrchových elektrod. Povrchové elektrody snímají změny elektrického potenciálu, ke kterým dochází při svalové činnosti. Zaznamenávání je neinvazivní a nebolestivé. (Kasman, 2002).

Zdrojem EMG signálu je transmembránový proud na úrovni sarkolemy (Novotný, 2003). Prvotním zdrojem změny elektrického potenciálu uvnitř svalu je depolarizace a následná repolarizace povrchové membrány svalového vlákna. Při depolarizaci membrány dochází k pohybu iontů a generování elektrického pole v blízkosti svalového vlákna. „*EMG signál je výsledkem sledu akčních potenciálů motorických jednotek, které jsou detekovány povrchovou elektrodou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken. Akční potenciál prochází při měření povrchového EMG přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, na jejímž povrchu je detekován.*“ (Sedliská, 2007)

Záznam se označuje jako elektromyogram (Novotný, 2003). Většinou se podobá vyjádření interferenčního vzorce vzniklého překrytím sumačních potenciálů z většího počtu motorických jednotek. „Nejedná se o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale o výsledek jejich interferencí v prostorovém vodiči - sval, kůže, elektrody.“ (Rodová et al., 2001)

Při snímání záznamů pomocí povrchových elektrod je potřeba snížit odpor kůže na minimum. Kůže musí být suchá, doporučuje se ji předem odmastit tukovým rozpouštědlem a případně skarifikovat speciální abrazivní pastou. Uložení aktivní snímací elektrody je nad svalovým bříškem co nejbližší motorickému bodu, referenční snímací elektroda je umístěna nad šlachou. Mezi elektrodu a kůži se aplikuje vodivý gel. Doporučují se miskové elektrody a

dobré připevnění elektrod ke kůži (např. leukoplastů či použití samolepících elektrod) (Kadaňka et al., 1994).

De Luca uvádí jako optimální aplikaci elektrod do vzdálenosti 10 mm, velikost elektrody s délkou 10 mm a šířkou 1 mm. Obvykle se elektrody lokalizují do střední linie svalu přes největší svalové bříško nebo mezi motorický bod a šlachou. (De Luca, 1993).

Maximální výskyt signálu se nachází ve frekvenčním pásmu 50-150 Hz (De Luca, 1993). Zpracování EMG signálu se uskutečňuje pomocí frekvenční filtrace a případně matematickou úpravou – rektifikací. Při měření je užito frekvenčních filtrů pro snížení vlivu arteficiálního šumu, který vzniká zejména v důsledku pohybu kabelů či při nedostatečné fixaci elektrod (Rodová et al., 2001).

„Kineziologická SEMG se zabývá především vyšetřením svalové funkce během selektovaného i komplexního pohybu, sleduje koordinaci činnosti svalů, pozoruje speciální vliv a efekt tréninkových metod, terapeutických prvků, vztah velikosti elektromyografického signálu k síle, i únavě a vliv interakce zátěže či nástroje a svalové funkce.“ (Rodová et al., 2001)

K pozitivům patří snadný přístup k fyziologickým procesům, které přímo souvisí se vznikem pohybu a produkováním síly (De Luca, 1993), neinvazivnost a relativně jednoduchý postup provedení detekce (Rodová et al., 2001).

Vyšetření povrchovou elektrodou však nemůže nahradit invazivní vyšetření jehlové. Povrchová elektroda je schopna registrovat potenciály ze svalových vláken do hloubky jen 20mm (Keller, 1999).

6. Metodika práce

6.1 Obecná charakteristika výzkumu

Kineziologický obsah pohybu vybraných svalů horní končetiny a trupu jsme sledovali formou primární analytické studie inspirované pilotní případovou studií (Kračmar et al., 2006). Předmětem porovnání byla fáze jednoho dvojkroku chůze s holemi s fází jednoho dvojkroku volné bipedální chůze. Podstatou analýzy bylo sledování elektrické aktivity vybraných svalů ramenního pletence a trupu při chůzi Nordic Walking pomocí EMG analýzy, analýzy kinematické a následné porovnání s volnou bipedální lokomocí. K analýze bylo použito porovnání timingu nástupu a odeznění aktivací vybraných svalů horní končetiny a

trupu ve spojitosti se synchronizovaně přiřazenými pozicemi probanda, posouzení charakteru EMG křivky ve smyslu výskytu lokálních maxim, posouzením střední hodnoty plochy pod EMG křivkou jednoho krokového cyklu. Při snímání EMG byl současně pořízen i videozáznam. Zaznamenaná data byla převedena do počítače a upravena speciálním PC programem KAZE5. Výzkum probíhal ve spolupráci s katedrou sportů v přírodě FTVS UK, instruktory vyškolenými pro Nordic Walking a studenty FTVS se specializací běh na lyžích.

6.2 Metodologická poznámka

Elektromyografie je metodou používající se k objektivizaci svalových funkcí, názory na ni jsou však mnohdy sporné. „Primárně je nutné se smířit s faktem, že neměříme svalovou sílu. Neměříme práci svalu. Ale měříme elektrický potenciál, který jako fenomén existuje při svalové aktivaci a který tuto aktivaci nejvěrněji ilustruje na topicky přesně vymezeném místě svalu živého organismu. Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu.“ (Kračmar et al., 2006)

Dále je nutné si uvědomit zejména:

1. Kvantitativně můžeme srovnávat pouze výsledky měření na jedné osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové pauzy mezi měřeními (pocení, odlepení elektrody). Nevýhodou je minimální možnost zobecnění výsledků.
2. Při analýze pohybové aktivity je vhodné vybrat probanda s vysokou mírou koordinace pohybu a s pevně fixovaným hybným stereotypem.
3. Zapojení velkého počtu motorických jednotek způsobuje vzájemnou interferenci signálu, která deformuje křivku. Přibližně od zapojení 50% motorických jednotek nestoupá křivka dále lineárně, není možné poměrné posouzení svalové práce. Můžeme však konstatovat, jestli se svalová práce u jednoho svalu zvětšila nebo zmenšila mezi dvěma různými činnostmi.
4. Poměrné posouzení svalové práce mezi dvěma různými svaly není možné. Do hry vstupuje různá vodivost kůže na různých místech těla, odlišná síla podkožního tuku, různá velikost motorických jednotek (např. okohybné svaly vs. m. gluteus maximus).
5. Lokalizace elektrod je možná pouze do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme-li aktivaci svalu, popisujeme vlastně aktivaci pouze místa svalu, kde jsou lokalizovány elektrody. Předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu

se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalu a znehodnotit tak výsledky měření. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod. Je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristika práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická.“ (Kračmar et al., 2006)

6.3 Charakteristika sledovaného souboru

Pro studii jsme zvolili 6 probandů. Všichni probandi byli zdraví jedinci, kteří měli předcházející zkušenost s chůzí za pomoci Nordic Walking holí a pevně fixovaný pohybový stereotyp při běžeckém lyžování. Všichni probandi jsou aktivními vyznavači běžeckého lyžování a čtyři z nich mají zařazenou chůzi s holemi jako součást tréninku. Skupina probandů nebyla omezena pohlavím ani věkem. Výběr byl založen na dobrovolnosti a zájmu o spolupráci. Zpracování a prezentace výsledků probíhala anonymně.

6.4 Charakteristika použitých metod

Provedli jsme povrchové měření EMG u svalových skupin zajišťujících pohyb ramenního pletence při volné chůzi a při chůzi s holemi a doplnili jsme je o jednoduchou kinematickou analýzu pomocí časové analýzy videozáznamu. U každého probanda jsme naměřili 2 sekvence 20 vteřin běžné chůze a 2 sekvence 20 vteřin při chůzi s holemi.

Časování pohybu jsme provedli na základě analýzy kroku při chůzi:

- došlap PDK
- stojná fáze na PDK
- odraz PDK
- švihová fáze PDK

Mobilní přístroj EMG

V experimentu bylo pro snímání elektrické aktivity svalů použito přenosného EMG zařízení KaZe05 (obr. č. 17), které bylo vyvinuto na FTVS UK v Praze. Tento přístroj disponuje 7 kanály pro přenos EMG potenciálů ze svalů a osmým kanálem pro synchronizaci EMG záznamu s videokamerou. Proband byl monitorován při chůzi s holemi a při volné

bipedální lokomoci. Následně jsme se zaměřili na aktivitu svalů v průběhu jednoho krokového cyklu.



Obr. č.17 Přenosné EMG zařízení KaZe05

technické specifikace:

výrobce a autor: Karel Zelenka, UK FTVS v Praze

charakteristika: nezávislý polyelektromyografický mobilní přístroj pro snímání elektrického potenciálu svalů

počet měřicích kanálů: 8 (7 kanálů pro EMG měření potenciálů svalových skupin, 1 kanál pro synchronizaci s videozáznamem)

vzorkování: 200Hz

frekvence: 30 – 1200 Hz při 3dB/kanál

stupeň citlivosti: nastavitelný v rozmezí 6 – 0,05 mV

Videokamera – technické specifikace:

digitální videokamera CANON HDV 1080i SONY

rozlišení: 3,1 megapixely

frekvence snímání obrázků: 50 obr/sec.

Sledované svaly:

Svaly, jejichž činnosti jsme sledovali a měřili byly vybrány na základě jejich funkce, jak je uvádí Čihák (2001), Janda (1996), Javůrek (1986) a Véle (2006). Byly sledovány vždy svaly jedné strany (dx./sin.).

Skupinu sledovaných svalů tvořily tyto svaly:

- m. biceps brachii (caput longum),
- m. deltoideus (pars clavicularis),
- m. deltoideus (pars spinalis),
- m. serratus anterior,
- m. trapezius (pars transversa et pars ascendens),
- m. latissimus dorsi.

Funkce měřených svalových skupin a lokalizace elektrod

M. triceps brachii

Začátek svalu: caput longum – tuberculum infraglenoidale (pod kloubní jamkou na lopatce)

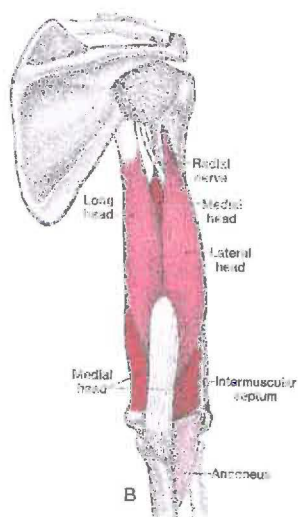
caput laterale – zadní plocha humeru, proximálně od sulcus nervi radialis

caput mediale – zadní plocha humeru, distálně od sulcus nervi radialis

Úpon svalu: úponovou šlachou na olekranon

Funkce: extenze loketního kloubu, pomocná dorsální flexe a addukce v ramenním kloubu (Čihák, 2001)

Lokalizace elektrody: caput longum: asi 6 cm distálně od zadní axilární řasy (Kadaňka et al., 1994)



Obr. č. 18 M. triceps brachii – caput longum

(Travell, Simons, 1999)

M. biceps brachii

Začátek svalu: caput longum – tuberculum supraglenoidale (nad kloubní jamkou na lopatce)

caput breve – proc. coracoideus

Úpon svalu: hlavní šlachou na tuberositas radii, plochou povrchovou šlachou (aponeurosis musculi bicipitis brachii) na povrchovou předloketní fascii na ulnární straně



Funkce: hlavní funkcí v kloubu loketním je ohyb a supinace, vedlejší funkcí (cca 1/3 síly svalu) dlouhé hlavy je pomoc při abdukci, krátké hlavy addukce a ventrální flexe (Čihák, 2001)

Lokalizace elektrody: doprostřed svalového břicha svalu na ventrální ploše paže (Kadaňka et al., 1994)

Obr. č. 19 *M. biceps brachii – caput longum* (Travell, Simons, 1999)

M. deltoideus

Začátek svalu: pars clavicularis (na obr. 20 odpovídá číslu 3) - zevní konec claviculy

pars acromialis (na obr. 20 odpovídá číslu 1) –

acromion

pars spinalis - zevní dvě třetiny spina scapulae

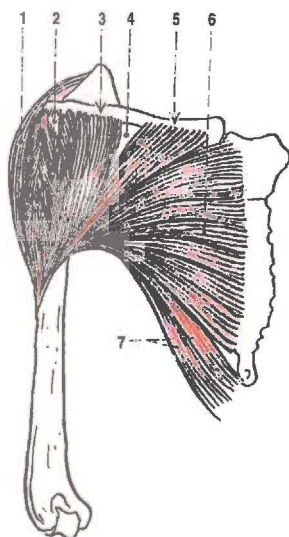
Úpon svalu: tuberositas deltoidea humeri

Funkce: účastní se předpažení (pars clavicularis), působí upažení (pars acromialis), účastní se zapažení (pars spinalis) (Čihák, 2001)

Lokalizace elektrody:

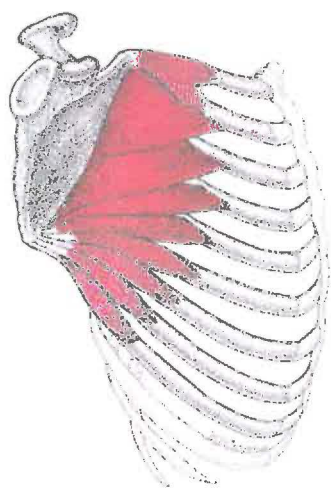
pars clavicularis: 4-6 cm kaudálně od ventrálního okraje akromia

pars spinalis: 3-4 cm kaudálně od dorzálního okraje akromia (Kadaňka et al., 1994)



Obr. č. 20 *M. deltoideus – pars clavicularis et pars spinalis* (Čihák, 2001)

M. serratus anterior



Začátek svalu: 1 až 9 žebro

Úpon svalu: mediální okraj lopatky, snopce od 4.žebra a dalších žeber se sbíhají až na angulus inferior scapulae

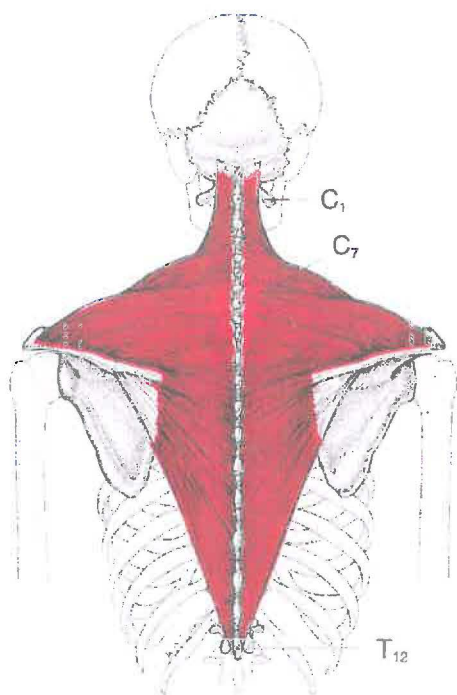
Funkce: přidržuje lopatku k hrudníku a současně táhne za mediální okraj a zejména dolní úhel

vytáčí dolní úhel lopatky zevně, lopatka tak svými pohyby doplňuje pohyby ramenního kloubu. Vytočení dolního úhlu lopatky zevně je podmínkou pro abdukci paže nad horizontálu (Čihák, 2001)

Obr.č. 21 M. serratus anterior (Travell, Simons, 1999)

Lokalizace elektrody: těsně laterálně od dolního pólu lopatky; alternativa je kolmo proti některému z žeber v přední axilární čáře (Kadaňka et al., 1994)

M. trapezius



Začátek svalu: protuberantia occipitalis externa, linea nuchae superior (popř. až suprémás),

lig. nuchae, trnové výběžky krčních a hrudních obratlů Th I.- XII.

Úpon svalu: pars descendens – zevní konec claviculy, akromion, spina scapulae

pars transversa – spina scapulae

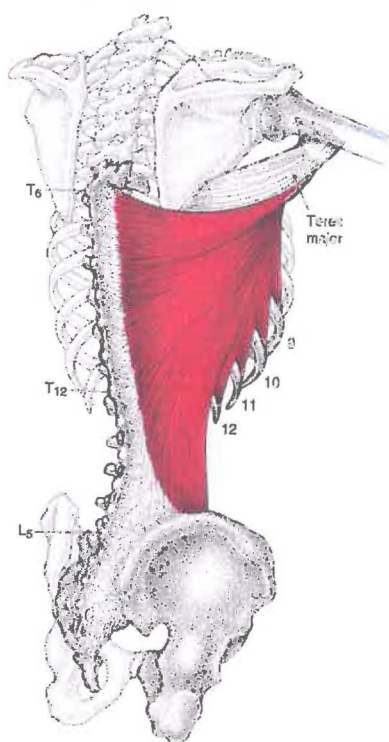
pars ascendens – zdola na spina scapulae, od vnitřního okraje až po tuberculum deltoideum

Obr.č. 22 M. trapezius (Travell, Simons, 1999)

Funkce: fixace a stabilizace lopatky; kraniální snopce zdvihají rameno, kaudální snopce táhnou lopatku dolů, celý sval přitahuje lopatku k páteři; současná akce části vzestupní i sestupné vytáčí lopatku dolním úhlem zevně – kloubní jamku vzhůru (synergista m. serratus anterior), tím se sval účastní zdvižení paže nad horizontálu

M. latissimus dorsi

Začátek svalu: prostřednictvím aponeurosy (fascia thoracolumbalis) od dorsální části crista iliaca, dorsální plochy kosti křížové, trnů bederních obratlů, tří kaudálních žeber, trnů pěti až šesti kaudálních hrudních obratlů, několika snopci od povrchové fascie m. teres major



Úpon svalu: na humerus (překrývá dolní úhel lopatky), na crista tuberculi minoris

Funkce: addukce a vnitřní rotace humeru; dorsální flexe humeru v kloubu ramenním (ve spolupráci s m. teres major a se spinální částí m. deltoideus); při fixované paži zdvihá žebra (pomocný vdechový sval); vnější okraj svalu pomáhá více zakřivit hrudní páteř a tím zmenšit hrudník při prudkém výdechu (Čihák, 2001)

Lokalizace elektrody: při záběrovém pohybu z ventrální do dorzální flexe se všechny části m. latissimus dorsi se aktivují nejvíce při abdukci do 15° (Bačáková, Dufková, 2008), tudíž není nutné vyžadovat specifické umístění elektrody

Obr. č. 23 M. latissimus dorsi (Travell, Simons, 1999)

Výběr pohybu pro měření

Pro měření byla vybrána chůze za použití speciálních holí – Nordic Walking do mírného kopce o stoupání cca 10°. Na stejném úseku byla prováděna i volná bipedální lokomoce.

Popis místa měření a použitého vybavení

Měření se odehrávalo v parku situovaném v Praze 6 u vodní nádrže Džbán na travnatém terénu v takových podmínkách, v jakých je běžné provozovat severskou chůzi. Bylo použito celokarbonových dvoudílných holí Exel Nordic Walker Customfit.

Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů

Kombinace kvalitativně – kvantitativního posouzení se bude týkat jak expertního posouzení techniky pohybu při NW a volné chůzi, tak především průběhu EMG křivky.

Při evaluaci křivky vycházíme z 10% hodnoty na ose y. Jako 100% je stanovena výška amplitudy tzv. maximálního relativního peaku, jak ukazuje obrázek 24.

Tímto postupem snižujeme chybu způsobenou zápisem EMG potenciálů a přítomného šumu, omezujeme i vliv stálého, snad posturálního, EMG potenciálu.

Na základě takto stanovených významných začátků a ukončení aktivace jsme schopni posoudit timing nástupu a odeznění aktivace mezi jednotlivými svaly. Z této skutečnosti plyne výhodnost použití povrchového EMG in vivo pouze při intraindividuálním sledování, tedy i při srovnávací analýze, kterou náš výzkum je (Véle, 2005).



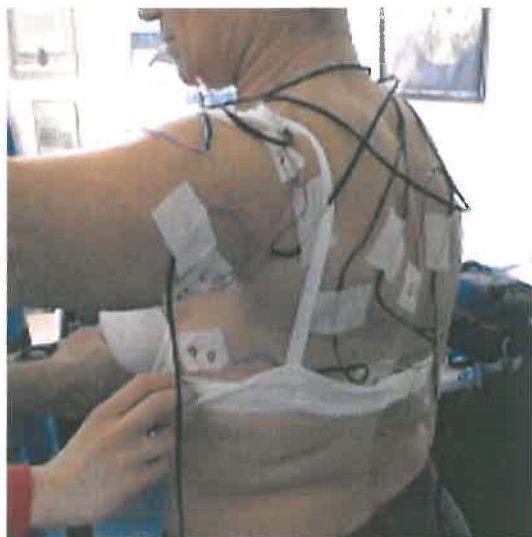
Obr. č. 24 Kombinace kvalitativně – kvantitativního vyhodnocení dat

6.4.1 Popis techniky měření

Měření probíhalo následujícím způsobem: nejprve se stanovily nejvhodnější místa na těle probanda pro aplikaci povrchových elektrod pomocí fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test dle Jandy, simulace požadovaného pohybu a současná palpce svalů). Následně byly umístěny elektrody na označená místa, provedla se kalibrace stroje, provedlo se několik testů za účelem získání reliability výsledků měření a poté následovalo vlastní měření. Celkové časové rozmezí měření jednoho probanda bylo přibližně 3 hodiny.

6.4.2 Lokalizace elektrod

Následující obrázky přibližují přesnou lokalizaci elektrod pro snímání EMG potenciálů ze snímaných svalů.



Obr. č. 25 Umístění elektrod na m. serratus anterior u probanda M. P.



Obr. č. 26 Umístění elektrod na m. deltoideus (pars clavicularis) a m. biceps brachii (caput longum) u probanda M. P.



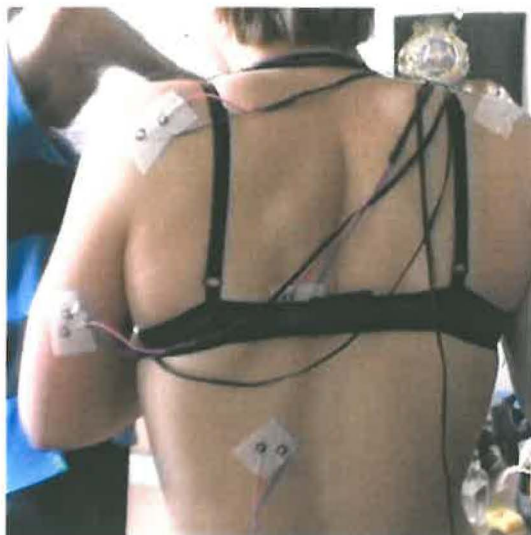
Obr. č. 27 Umístění elektrod na m. trapezius (pars transversa et pars ascendens), m. deltoideus (pars spinalis) a m. triceps brachii (caput longum) u probanda M. P.



Obr. č. 28 Umístění elektrod na m. serratus anterior u probanda M. Ch.



Obr. č. 29 Umístění elektrod na m. deltoideus (pars clavicularis) a m. biceps brachii (caput longum) u probanda M.Ch.



Obr. č. 27 Umístění elektrod na m. trapezius (pars transversa et pars ascendens), m. latissimus dorsi, m. deltoideus (pars spinalis) a m. triceps brachii (caput longum) u probanda M. Ch.

6.5 Způsob vyhodnocení a interpretace dat

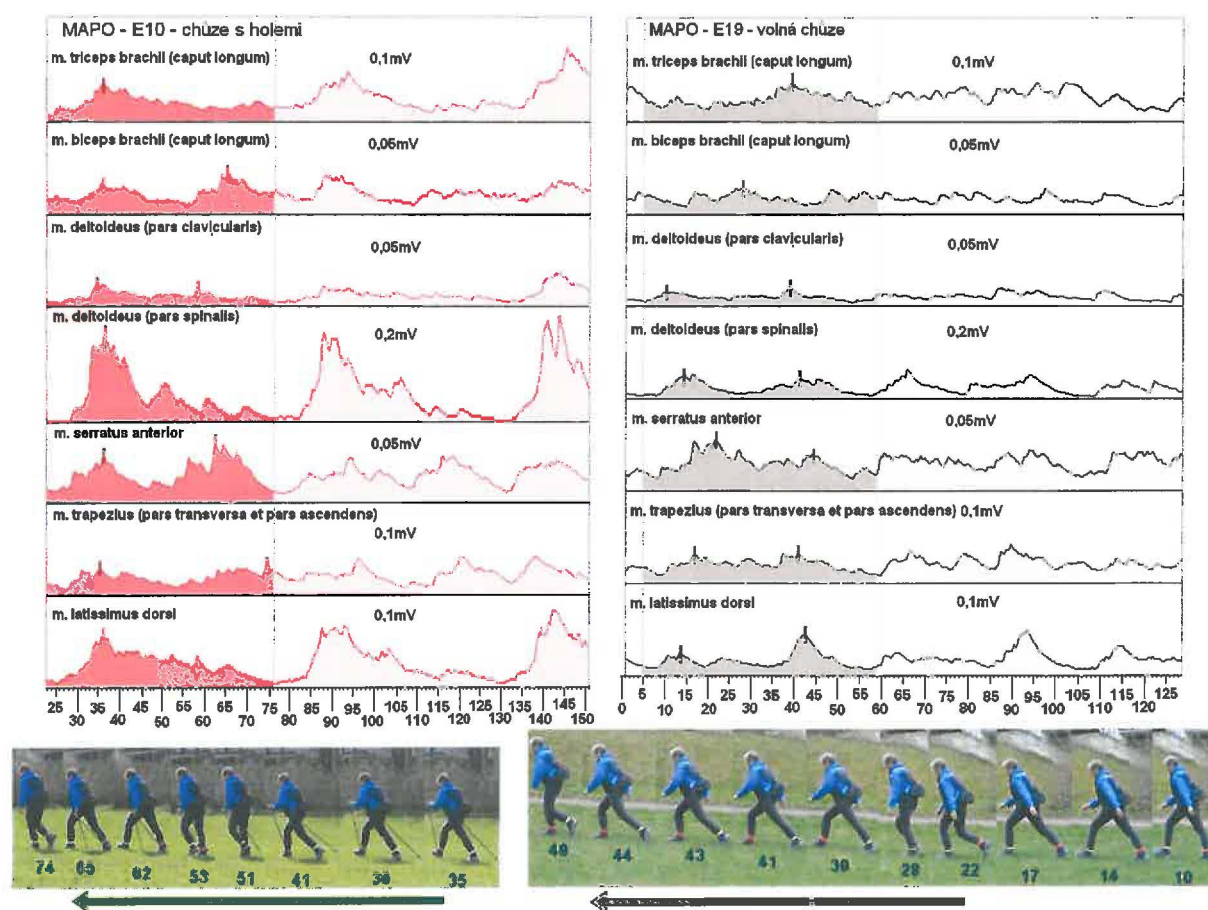
Zpracování a porovnání dat bylo provedeno metodami:

- Bylo stanoveno pořadí lokálních maxim sledovaných svalů v rámci krokového cyklu.
- Byly nalezeny významné začátky a ukončení aktivace svalů metodou 10% úrovně relativního peaku.
- Pro charakteristiku vykonané práce svalu byly stanoveny střední hodnoty plochy pod EMG křivkou v rámci krokových cyklů.
- Pro vzájemné porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu byly sjednoceny časové osy.
- Diferencované pozice klíčových míst pohybu získaných z videozáznamu byly přiřazeny k odpovídajícím místům v EMG grafech. Pro intraindividuální porovnání EMG grafů byly záznamy převedeny na společnou citlivost snímacích kanálů (v případě nutnosti změny jejich citlivosti mezi měřeními pro dosažení náboru kvalitních EMG křivek).

7. Výsledky práce

Následující grafy přinášejí intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu. Tyto grafy jsou uvedeny pro oba probandy. Kinogramy celého průběhu sledovaných časových úseků jsou vyhotoveny s frekvencí 50 obrázků za vteřinu. Jsou uvedeny v příloze práce.

Graf 1 ukazuje intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda M. P., v grafu jsou uvedeny i pozice lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného kroku.



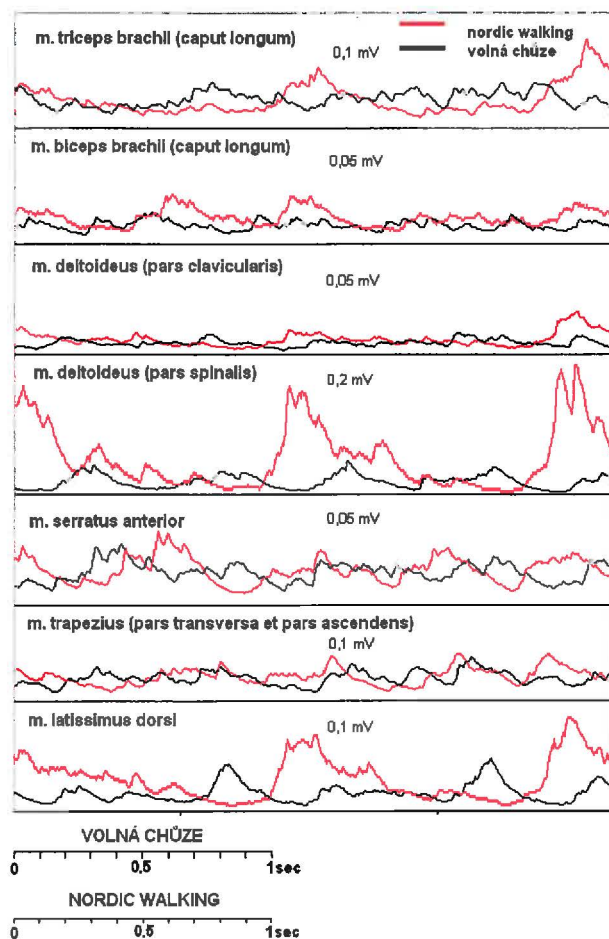
Graf č. 1 Intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda M. P.

Tabulka 1 ukazuje pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného krokového cyklu u probanda M. P.

svaly	NW	volná chůze
m. triceps brachii (caput longum)	2 až 7	7 až 8
m. biceps brachii (caput longum)	2 až 7; druhý peak 10	6
m. deltoideus (pars clavicularis)	1	1; druhý peak 7 až 8
m. deltoideus (pars spinalis)	2 až 7; druhý peak 8	2 až 3; druhý peak 9 až 10
m. serratus anterior	2 až 7; druhý peak 9	5; druhý peak 12
m. trapezius (pars transversa et pars ascendens)	2 až 7; druhý peak 11	4; druhý peak 9 až 10
m. latissimus dorsi	2 až 7	2 až 3; druhý peak 11

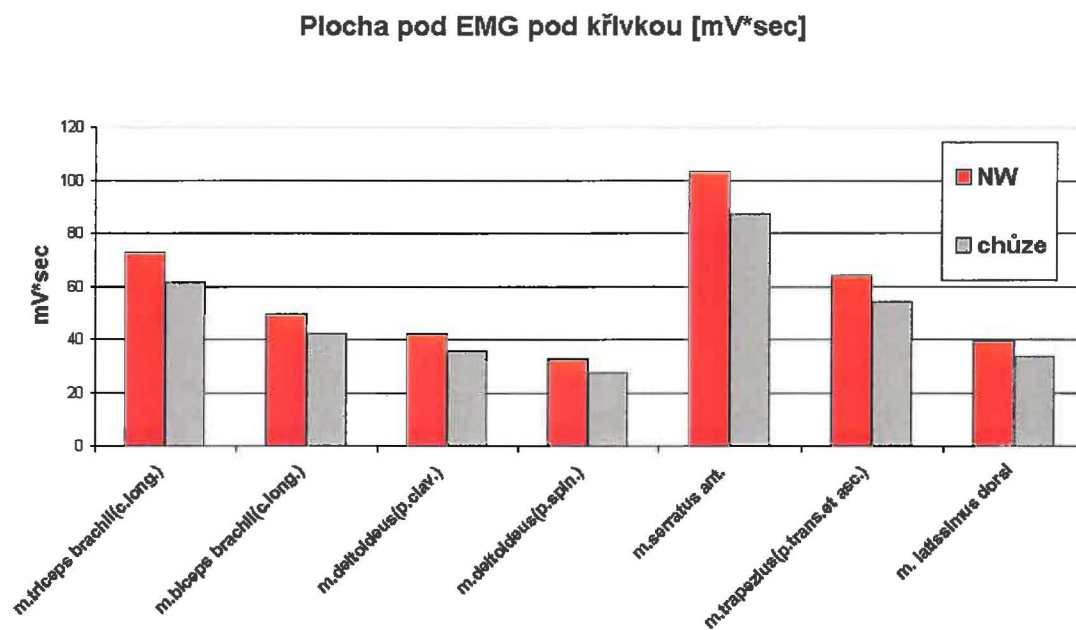
Tabulka č. 1 Pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného krokového cyklu u probanda M. P.

Graf 2 ukazuje rozložení timingu sledovaných svalů v rámci krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda M. P. Časové osy obou sledovaných aktivit byly uvedeny do stejné dimenze a sjednoceny podle krokových fází u probanda M. P.



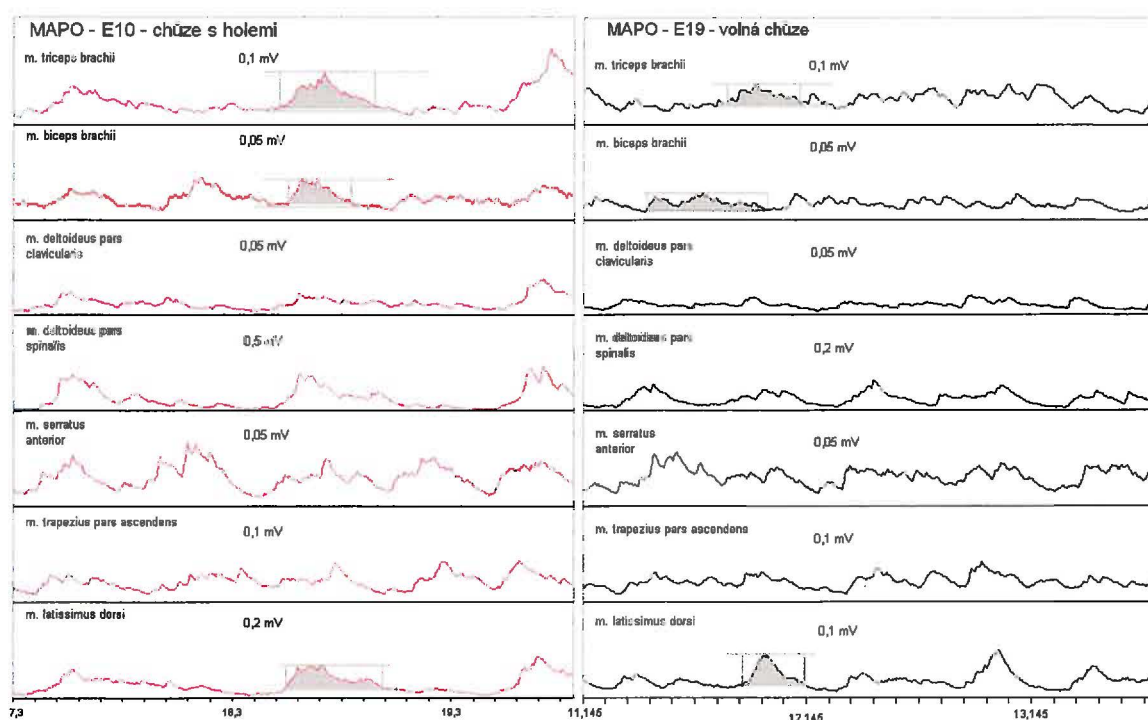
Graf č. 2 Vzájemné porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda M. P. se sjednocením časových os

Graf 3 zobrazuje střední hodnoty plochy pod grafem EMG na jeden krok u probanda M. P.



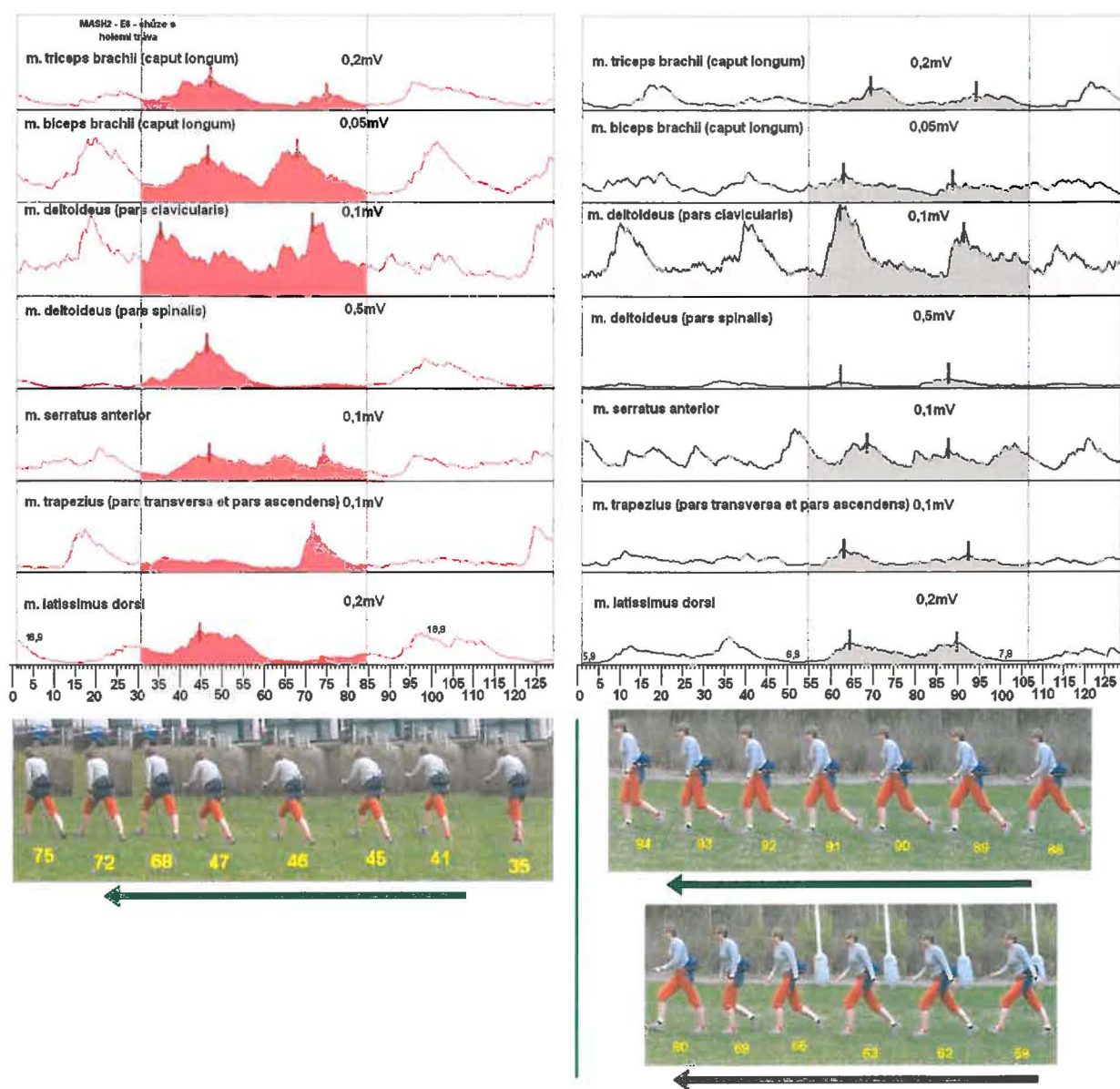
Graf č. 3 Střední hodnoty plochy pod EMG křivkou jednoho krokového cyklu u probanda M. P.

Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů je znázorněno v grafu 4 pro možnost vyhodnocení společné nebo odlišné práce sledovaných svalů probanda M. P.



Graf č. 4 Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů probanda M. P.

Graf 5 Intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho
krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda M. Ch.



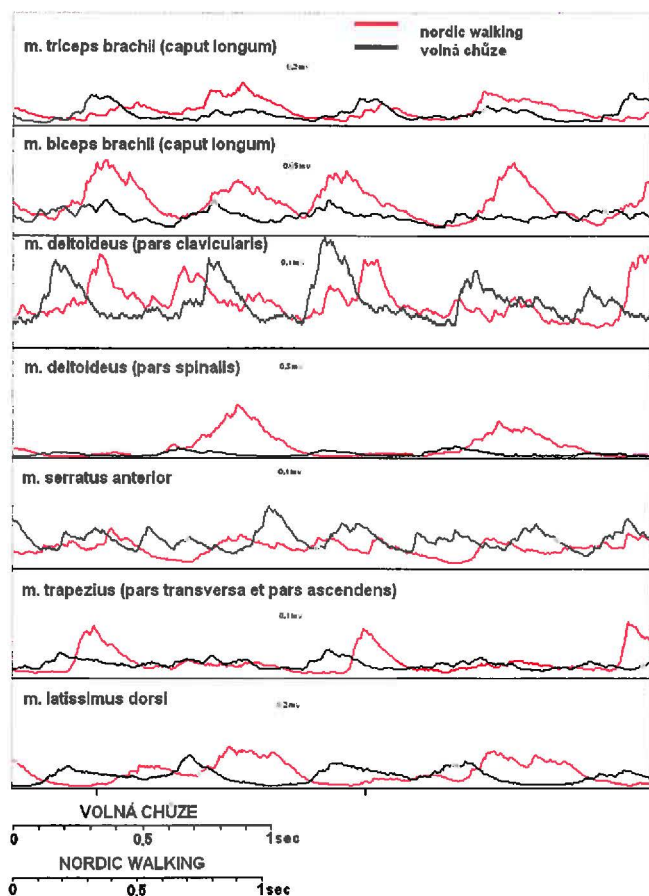
Graf č. 5 Intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového
cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda M. Ch.

Tabulka 2 ukazuje pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného krokového cyklu u probanda M.Ch.

svaly	NW	volná chůze
m. triceps brachii (caput longum)	3 až 6; druhý peak 10 až 11	7; druhý peak 14
m. biceps brachii (caput longum)	3 až 6; druhý peak 7	1 až 4; druhý peak 10 až 11
m. deltoideus (pars clavicularis)	1; druhý peak 8 až 9	1 až 4; druhý peak 12
m. deltoideus (pars spinalis)	3 až 6	1 až 4; druhý peak 8 až 9
m. serratus anterior	3 až 6; druhý peak 10 až 11	6; druhý peak 8 až 9
m. trapezius (pars transversa et pars ascendens)	8 až 9	1 až 4; druhý peak 13
m. latissimus dorsi	2	5; druhý peak 10 až 11

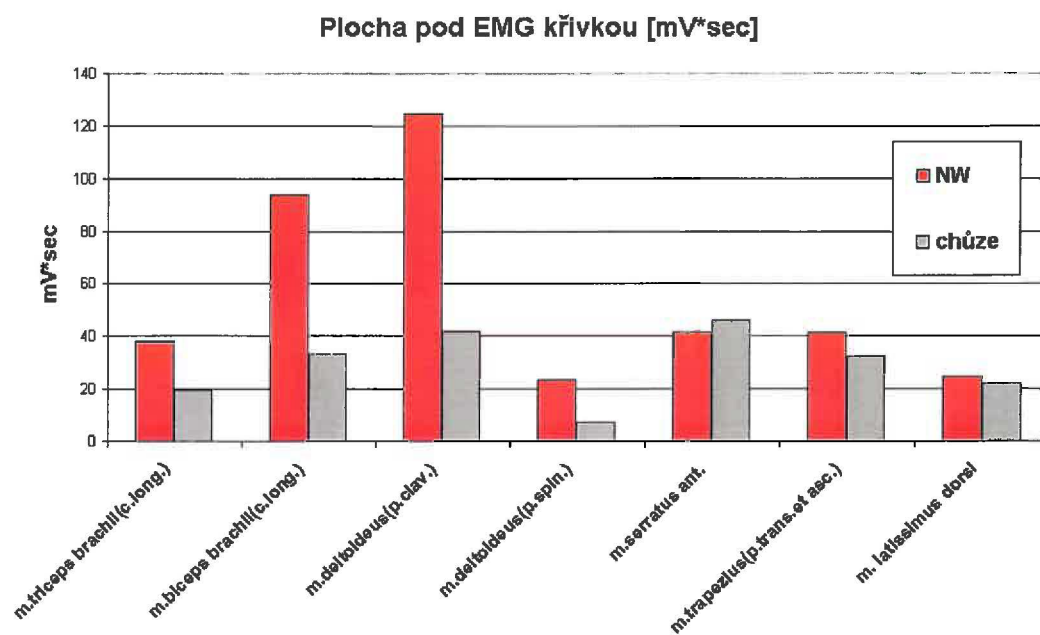
Tabulka č. 2 Pořadí pozic lokálních maxim EMG křivky v rámci sledovaného krokového cyklu u probanda M. Ch.

Graf 6 ukazuje rozložení timingu sledovaných svalů v rámci krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda M.P. Časové osy obou sledovaných aktivit byly uvedeny do stejné dimenze a sjednoceny podle krokových fází u probanda M.Ch.



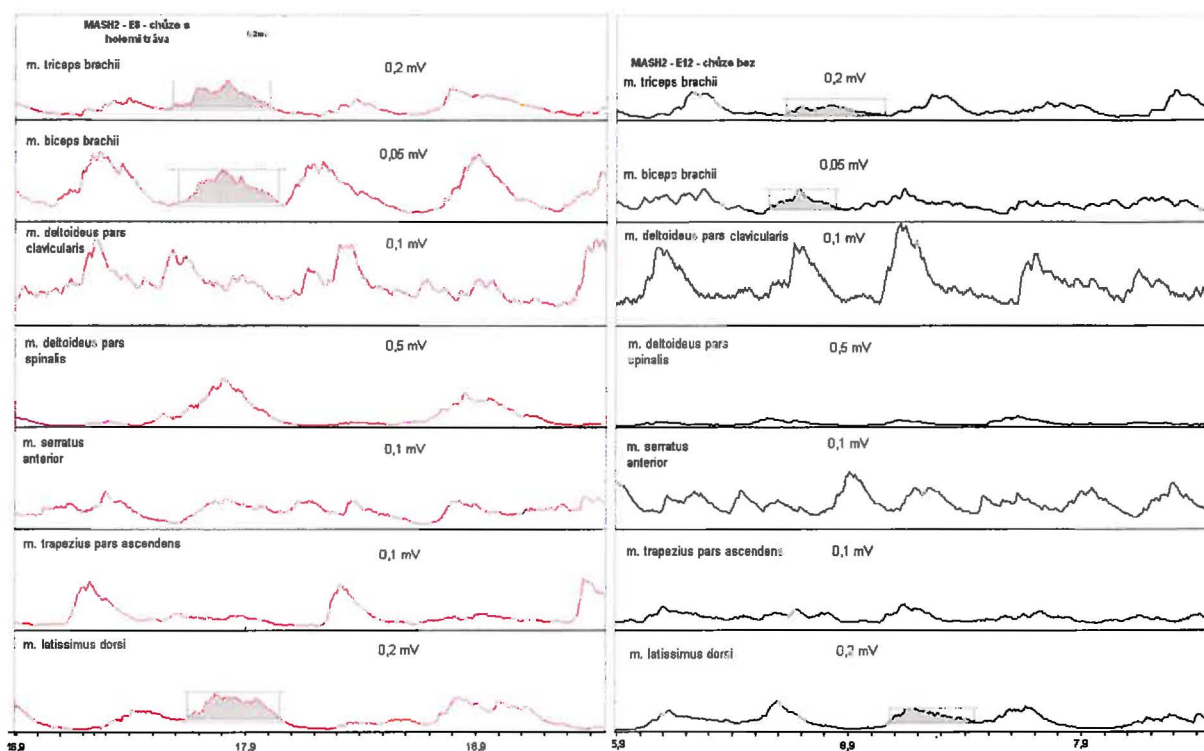
Graf č. 6 Vzájemné porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi u probanda M. Ch. se sjednocením časových os

Graf 7 zobrazuje střední hodnoty plochy pod grafem EMG na jeden krok u probanda M. Ch.



Graf č. 7 Střední hodnoty plochy pod EMG křivkou jednoho krokového cyklu u probanda M. Ch.

Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů je znázorněno v grafu 8 pro možnost vyhodnocení společné nebo odlišné práce sledovaných svalů probanda M.Ch.



Graf č. 8 Stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů probanda M. Ch.

8. Diskuze

Chůze s holemi do kopce probanda M. P.

Pro metodické objasnění používáme výraz aktivace svalů, ačkoliv jsme si vědomi problematiky vztahu: záznam EMG potenciálů – svalová práce – svalová aktivita, navíc související s lokalizací elektrod. EMG záznam považujeme za nejpřístupnější a nejvěrnější charakteristiku práce jednotlivých svalů při pohybové aktivitě v terénu.

V textu jsou zobrazeny odpovídající popisované pozice, označené čísla. Pro celkovou přehlednost kapitoly a textu jsme považovali za vhodné uvádět zmiňované pozice přímo v textu bez dalšího zařazení a popisu do systému ilustrací diplomové práce.

Při pohledu na EMG graf chůze s holemi je evidentní výrazná souhra všech sledovaných svalů přibližně v pozici 35 dle grafu 1.

Dochází k opoře o zapíchnutou hůl, vzniká uzavřený kinematický řetězec, vzniká nové punctum fixum na akru horní končetiny. Jedná se o okamžik, kdy kontralaterální noha je ve fázi došlapu, tělo je přenášeno vpřed směrem k druhému vytvořenému punctu fixu na akru levé horní končetiny. Předpokládáme, že pažní svaly a m. latissimus dorsi pracují v lokomočním režimu. Tuto skutečnost dokládá i porovnání s Vojtou kde je na str. 47 a 50 popisována kokontrakce dlouhých antagonistických pažních svalů a lokomoční funkce m. latissimus dorsi. (Vojta, Peters, 1995). Jsme si vědomi, že u Vojty se jedná o popis pohybového programu fylogeneticky rozvíjeného, u probanda se jedná o lokomoci ve vertikále s charakteristikou kvadrupedální lokomoce individuálně rozvinutou v posturálně pohybové ontogenezi. I přesto jsme našli zmíněný fenomén kokontrakce a lokomočního působení. Což potvrzuje formulaci Véleho (2006) o tom, že lokomoce prostřednictvím pletence ramenního je zasuta za funkce manipulace a úchopu, je však vybavitelná. Námi zjištěný fakt o kokontrakci pažních svalů, synchronně spolupracujících s m. latissimus dorsi, viz. graf 4, koresponduje se zjištěním Kračmara a kol. (2007). Kokontrakci nenalézáme v ostatních fázích krokového cyklu, kdy není přímo vytvářena propulsní síla a svaly nepracují v režimu kokontrakce, viz. graf 4.



M. latissimus dorsi začíná svou aktivitu v pozici 35, kdy ovládá dorzální flexi humeru postupně až přes pozici 65. Oblast snížení aktivity mezi krokovými cykly ukazuje fázi nároku, do kterého je končetina inhibicí tohoto svalu pouštěna.

Za zmínku stojí společná aktivace v poloze 35 obou sledovaných částí m. deltoideus. Jedná se zřejmě o jejich funkci fixace ramenního kloubu. V dalších fázích pohybu se tato spolupráce rozpadá, viz. graf 4, m. deltoideus (pars clavicularis) vytváří výrazný peak v poloze 58, zatímco další výraznější peak m. deltoideus (pars spinalis) je v pozici 51. Obě části svalu se již izolovaně zapojují do fázické činnosti.



M. serratus anterior a m. trapezius mají v pozici 35 stabilizační funkci lopatky pro možnost centrace ramenního kloubu. V další fázi pohybu m. serratus anterior nacházíme významný peak v pozici 65. V tomto okamžiku se začíná lopatka oddalovat od páteře a paže se pohybuje ve směru ventrální flexe v ramenním kloubu. Na pohyb lopatky směrem ventrálním reaguje m. trapezius nárůstem aktivity, vrcholící v pozici 74, kontrolující akci m. serratus anterior.



Další peak m. deltoideus (pars spinalis) v poloze 59 ukazuje na začátek pohybu humeru z dorzální do ventrální flexe a v pozici 65 jeho funkci ventrální flexe ramene přebírá m. biceps brachii (caput longum). M. latissimus dorsi bez výraznějšího peaku, ale trvalým udržováním aktivity kontroluje až do pozice 67 průběh ventrální flexe humeru.

Volná chůze do kopce probanda M. P.

Při celkovém pohledu na EMG graf volné chůze nacházíme zcela odlišný timing svalů. Nenacházíme ani jeden okamžik společné aktivace sledovaných svalů.



viz. tabulka 1, ukazující pořadí lokálních maxim. Kontrakce dlouhých hlav pažních svalů je vzájemně fázicky posunutá a odpovídá jejich okamžité funkci v rámci krokového cyklu. Jejich synchronizace s m. latissimus dorsi není přítomna, viz. graf 4.

Dlouhá hlava m. biceps brachii vykazuje lokální maximum aktivace v poloze 28, zajišťuje ventrální flexi v ramenním kloubu s probíhající flexí v lokti. Kontrolu ventrální flexe humeru provádí



od pozice 39 dlouhá hlava m. triceps brachii.

Kokontrakci dlouhých hlav pažních svalů v průběhu krokového cyklu nenacházíme.



M. latissimus dorsi začíná pracovat v pozici 14 menším peakem, kdy provádí dorzální flexi v rameni, tedy realizuje doprovodnou funkci paží při chůzi. Dominantního maxima dosahuje v pozici 43, deceleruje dopředný pohyb humeru a zároveň iniciuje pohyb paže do dorzální flexe v rameni. Lokální maxima m. latissimus dorsi nenavazují ani v jednom případě na lokální maxima dlouhých hlav obou pažních svalů.

M. deltoideus (pars clavicularis) v pozici 10 kontroluje a brzdí pohyb paže do dorzální flexe a dalším výrazným peakem v pozici 39 realizuje závěrečnou fázi ventrální flexe v ramenním kloubu.

V poloze 14 m. deltoideus (pars spinalis) přebírá od m. latissimus dorsi funkci a dokončuje dorzální flexi ramene. V poloze 41 m. deltoideus (pars spinalis) předchází svojí aktivitou m. latissimus dorsi v brzděném působení na probíhající ventrální flexi v ramenním kloubu.

Pohyb lopatky směrem ventrálním je ohraničen dvěma lokálními maximy m. serratus anterior od pozice 22 do pozice 44 s kontrolou m. trapezius.

Při porovnání středních hodnot ploch pod EMG křivkou jednoho krokového cyklu u obou sledovaných aktivit, znázorněném v grafu 3, jasně vidíme nárůst plochy u chůze s holemi. Všechny sledované svaly, ovlivňující funkci pletence ramenního, vykazují vyšší aktivitu. Pletenec ramenní je do lokomoce zapojen prostřednictvím uzavřeného kinematického řetězce a pravděpodobně vytváří hnací sílu. Pro potvrzení této myšlenky je nutné výzkum doplnit dynamografickým sledováním nebo elektromyografií oblasti dolních končetin a pánve.

Chůze s holemi do kopce probanda M. Ch.

U probandky M. Ch. byly ve fázi opory o hůl, v pozici 45 až 46, nalezeny lokální maxima následujících svalů, pracujících v synchronním režimu: m. triceps brachii (caput longum), m. biceps brachii (caput longum), m. deltoideus (pars spinalis), m. serratus anterior, m. latissimus dorsi. Tuto společnou práci, obzvláště kokontrakci dlouhých hlav obou



pažních svalů a jejich synchronizaci s m. latissimus dorsi spatřujeme v souvislostech obdobných jako u probandky M. P. uvedené výše, dále viz. tabulka 2 s přehledem pořadí lokálních maxim. Důkaz je znázorněn na grafu 8, kde jsou stanoveny významné začátky a ukončení aktivace dlouhých hlav obou pažních svalů a m. latissimus dorsi. Jedná se o polohu, kdy levá horní končetina je opoře o hůl, kontralaterální dolní končetina je fázi došlapu na patu, levá dolní končetina je fázi začátku odrazu. Těžiště je přenášeno vpřed ve směru puncta fixa na akru levé horní končetiny. Druhé punctum fixum se nachází na plosce nakročené dolní končetiny. Poslední punctum fixum je opouštěno v průběhu odrazu stejnostranné dolní končetiny. V tomto okamžiku by mělo docházet k maximální torzi páteře, kdy osy ramen a pánve svírají spolu největší úhel při pohledu shora.

Ve srovnání s probandkou M.P. jsme našli významné odlišnosti ve funkční synchronizaci: m. deltoideus (pars clavicularis) vs. m. deltoideus (pars spinalis) a m. serratus



anterior vs. m. trapezius (pars transversa et pars ascendens). Tento jev si vysvětlujeme lepšími koordinačními charakteristikami probandky M. Ch., kdy svaly si navzájem nechávají prostor pro svoje působení. Nepracují excentricky v takové míře jako u M.P. U probandky M.Ch. lze předpokládat pevně fixovaný pohybový stereotyp s vysoce ekonomickými charakteristikami koordinace. Probandka M.Ch. je závodnicí v běhu na lyžích na úrovni



reprezentačního družstva ČR. Lokomoce prostřednictvím pletence ramenního tvoří součást jejího denního tréninku, koordinační parametry jsou pod dohledem trenérů.

Pozice 35 odpovídá lokálnímu maximu aktivace m. deltoideus (pars clavicularis). Zde dochází k maximální ventrální flexi v ramenním kloubu. Další lokální maximum aktivace tohoto svalu se vyskytne až v poloze 72, kdy je ukončována dorzální flexe v rameni a startuje se ventrální flexe.

M. serratus anterior vykazuje svoji aktivitu mezi polohami 45 až 75. Od polohy 45 pomáhá stabilizovat lopatku. Od pozice 75 začíná ventrální posun lopatky po hrudníku.



M. trapezius v poloze 72 stahuje lopatku směrem dorzálním a kaudálním. Děje se tak v závěrečné fázi odpichu hole, což je vlastně dokončení odrazu horní končetinou. Jeho aktivita klesá s opuštěním místa opory horní končetinou.



Volná chůze do kopce probanda M. Ch.

Odlišný timing svalů při intraindividuálním srovnání mezi chůzí s holemi a volnou chůzí nacházíme i u druhého probanda M.Ch., viz. tabulka 2, znázorňující pořadí lokálních maxim. Fázový posun aktivace dlouhých hlav obou pažních svalů a m. latissimus dorsi je zvýrazněn na grafu 8.

M. deltoideus (pars spinalis) výrazně snížil svojí aktivitu oproti chůzi s holemi, viz graf 7 zobrazující střední hodnoty plochy EMG pod křivkou v rámci celého dvojroku. Při volné chůzi vykazuje dva vrcholy, s holemi pouze jeden. První vrchol odpovídá poloze 63, kde brzdí pohyb paže vzad a startuje pohyb do ventrální flexe v rameni. Druhý vrchol odpovídá poloze 88, kdy brzdí pohyb paže z maximální dosažené ventrální flexe směrem dorzálním.

M. latissimus dorsi vykazuje obdobný timing jako m. deltoideus (pars spinalis). U volné chůze je rovněž dvouvrcholový.



M. trapezius (pars transversa et pars ascendens), v poloze 63 pozdržuje torzní postavení pletence ramenního vůči pánvi, zřejmě z důvodů synchronizace horní poloviny těla, pracující v otevřeném kinematickém řetězci vs. pletenec pánevní a dolní končetiny, které pracují v řetězci uzavřeném. Z toho plynou odlišné časové nároky na zajištění jejich specifických úloh.

Druhý peak nacházíme v poloze 92, kdy horní končetina se pohybuje vzad, lopatka putuje po hrudníku dorzálně a kaudálně.



M. biceps brachii (caput longum) má lokální maximum v poloze 63, společně s m. deltoideus (pars clavicularis). Oba svaly pohybují humerem směrem ventrálním a zároveň flektují loket, každý podle své funkce. Druhý peak m. biceps brachii (caput longum) spadá do pozice 89, kde brzdí předloktí, v návaznosti na něj m. deltoideus (pars clavicularis) brzdí celou paži proti dorzálnímu směru pohybu. Domníváme se, že je to opět z důvodů synchronizace otevřených a uzavřených kinematických řetězců (viz výše m. deltoideus, pars spinalis v opačném směru pohybu).

M. triceps brachii (caput longum) od svého maximálního peaku v pozici 69 brzdí dopředný pohyb paže, až do té doby než brzdící efekt převezme gravitace (princip kyvadla). Druhý peak nacházíme v pozici 94, kde zajišťuje extenzi v lokti a m. latissimus dorsi přispívá pohybu paže dorzálním směrem. V celkovém komplexu pohybu paže vzad tedy začíná svou

aktivitou v poloze 88. m. deltoideus (pars spinalis), pak pokračuje m. latissimus dorsi ze stejné pozice a extenzi lokte dokončuje m. triceps brachii (caput longum).



Podle grafu 7 ukazujícího střední hodnoty ploch pod EMG křivkami v rámci jednoho krokového cyklu u probanda M.Ch. stoupla celková práce sledovaných svalů při chůzi s holemi. Výjimkou je m. serratus anterior, jehož střední hodnota plochy pod křivkou vykazala pokles při chůzi s holemi. Příčinu můžeme nalézt v rozdílných kinematických řetězcích. U otevřeného řetězce při volné chůzi musí pletenec ramenní intenzivněji vyrovnávat torzní impulzy přenášené z pánve na trup. Rozšíření opěrné baze oporou o hůl se tyto nároky na pletenec ramenní zřejmě snižují. Podobné snížení nároků na stabilizaci v oblasti pletence pánevního prokázal Kračmar a kol. (2007) Druhým možným vysvětlením snížení celkové práce m. serratus anterior při chůzi s holemi je odpověď tohoto svalu na ryze ekonomickou práci m. trapezius (pp. transversa et ascendens) a souvisí s velmi pevně fixovaným pohybovým stereotypem závodnice, užívajícího pletenec ramenní v lokomoci v každodenním tréninku.

Při chůzi s holemi dochází u obou probandek ke sjednocení rozhodujících „lokomočních“ svalů v rámci sledovaného timingu ve fázi, kdy je generována propulsní síla. Ve fázi nároku nacházíme v timingu těchto svalů různé fázické posuny, bez kokontrakci funkčních antagonistů. U těchto svalů bylo nalezeno rovněž výrazné navýšení středních hodnot ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu, což nás přibližně informuje o celkově zvýšené odevzdané práci těchto svalů při chůzi s holemi.

Odlišnou koordinaci pohybu založenou na různém timingu mezi NW a volnou chůzí dokazují u obou probandů grafy 2 a 6, znázorňující vzájemné porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu při Nordic Walking a volné chůzi se sjednocením časových os.

Pro výzkum bylo vybráno 6 probandů pro terénní EMG sledování. Měření probíhalo v rozmezí 2 měsíců. Při zhodnocení čtvrtého probanda byla objevena technologická chyba instrumentária. Amortizace výstupních konektorů EMG přístroje znehodnotila do té doby získaná data. Z časových důvodů bylo možno dokončit měření s opraveným přístrojem již pouze u dvou probandů. Plán výzkumu byl výrazně narušen i dobou opravy přístroje (1 měsíc). Za unikátní terénní EMG přístroj nebyla v ČR nalezena adekvátní náhrada. Redukovaný výzkumný soubor byl koncipován tak, že jeden proband byla výkonnostní závodnice v běhu na lyžích, užívajících odpichu holí každodenně při tréninku. Druhý proband byla učitelka lyžování, obeznámená s technikou pohybu. Předpokládali jsme, že úroveň jejího pohybového stereotypu odpichu holí bude na dobré úrovni, ale jeho fixace bude výrazně nižší.

9. Závěr

Cílem diplomové práce bylo porovnání zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking a při volné bipedální chůzi.

Podařilo se shromáždit teoretické podklady o chůzi Nordic Walking.

Jádrem informací byly:

- diplomová práce zabývající se Nordic Walking,
- údaje z internetu,
- konzultace s profesionálním instruktorem NW,
- vlastní zkušenosti z provozování této aktivity v její kolébce – Finsku.

Probandi byli vybráni z řad závodníků na běžeckých lyžích a učitelů lyžování s předpokladem fixovaného stereotypu lokomoce prostřednictvím pletence ramenního při běhu na lyžích. Jako terén byl vybrán mírně stoupající svah s rovným travnatým povrchem. Chůze do mírného svahu byla zvolena proto, aby nároky na pletenec ramenní při práci s holemi byly vyšší a případné rozdíly s volnou chůzí byly lépe rozeznatelné.

Svaly byly vybrány s ohledem na jejich zapojení při lokomoci prostřednictvím pletence ramenního, podle jejich dostupnosti pro povrchovou EMG. Omezení bylo pouze počtem přenosových kanálů EMG přístroje.

Bylo provedeno EMG měření u 6 probandů při chůzi do mírného kopce s holemi a bez holí. Před měřením byl přístroj kalibrován, probandi absolvovali odpovídající rozcvičení. EMG záznam byl doplněn obrazovým záznamem společně s optoelektronickou synchronizací pohybu.

Díky technickým problémům s konektory EMG přístroje došlo ke zkreslení dat prvních čtyř probandů. Po opravě přístroje bylo dokončeno měření se dvěma probandy. Získaná data měla odpovídající kvalitu pro zpracování.

Zpracování a porovnání dat bylo provedeno metodami:

- stanovení pořadí lokálních maxim sledovaných svalů v rámci krokového cyklu,
- stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů,

- stanovení střední hodnoty plochy pod EMG křivkou v rámci krokových cyklů,
- vzájemné porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu se sjednocením časových os,
- přiřazení diferencovaných pozic klíčových míst pohybu získaných z videozáznamu k odpovídajícím k EMG křivkám, pro intraindividuální porovnání EMG grafů byly záznamy převedeny na společnou citlivost snímacích kanálů

Uvedené metody byly užity jako nástroje ke kineziologickému rozboru sledovaného pohybu.

Data byla interindividuálně porovnána pouze mezi posledními dvěma probandy.

Nepotvrdila se první hypotéza, že svalová aktivace vybraných svalů při NW bude vyšší než u volné bipedální chůze a průměrná hodnota plochy pod křivkou bude větší u NW v porovnání s volnou chůzí. Hypotéza nebyla potvrzena proto, že u jednoho svalu jednoho probanda došlo při NW ke snížení svalové aktivity oproti volné chůzi. V této souvislosti je nutno konstatovat, že u jednoho probanda došlo ke zvýšení svalové aktivity při NW u všech sledovaných sedmi svalů, u druhého probanda došlo ke zvýšení u šesti ze sedmi sledovaných svalů.

Potvrdila se druhá hypotéza, kdy byla nalezena společná aktivace dlouhých hlav pažních svalů *m. triceps brachii*, *m. biceps brachii* a *m. latissimus dorsi* při NW.

Potvrdila se třetí hypotéza, že nedojde ke společné aktivaci dlouhých hlav pažních svalů *m. triceps brachii*, *m. biceps brachii* a *m. latissimus dorsi* při volné chůzi, při volné chůzi došlo k fázikému posunu aktivace sledovaných svalů.

Řešení diplomové práce ověřilo obecně rozšířený názor, že svaly pletence ramenního jsou při chůzi s holemi více zapojeny do pohybu. Téměř u všech svalů došlo při přechodu z režimu volné bipedální chůze do režimu chůze s holemi ke změně EMG charakteristik jejich práce, ze kterých můžeme usoudit na jejich větší zatížení.

Při chůzi s holemi musí horní končetiny pracovat v uzavřeném kinematickém řetězci, stejně tak jako je tomu u fylogeneticky nižších stádií lokomoce. Podobnost s těmito stádii jsme našli ve společném zapojení „lokomočních“ pažních svalů ve smyslu kokontrakce a synchronizace jejich aktivity s hlavním svaem pro lokomoci prostřednictvím pletence

ramenního – m. latissimus dorsi. Jako empiricky získaného paradigmatu, který popsal kokontrakci dlouhých hlav pažních svalů se synchronním zapojením záběrového m. latissimus dorsi, bylo užito myšlenek Vojty. Toto paradigma se stalo východiskem pro naši srovnávací analýzu. Pohybový (lokomoční) stereotyp je fylogeneticky kódován, proto jeho vybavení a následné provedení pohybu není pro člověka náročnou fyzickou aktivitou, jako je tomu u fylogeneticky nekódovaných stereotypů pohybu. Jedinec se pohyb nemusí dlouho učit.

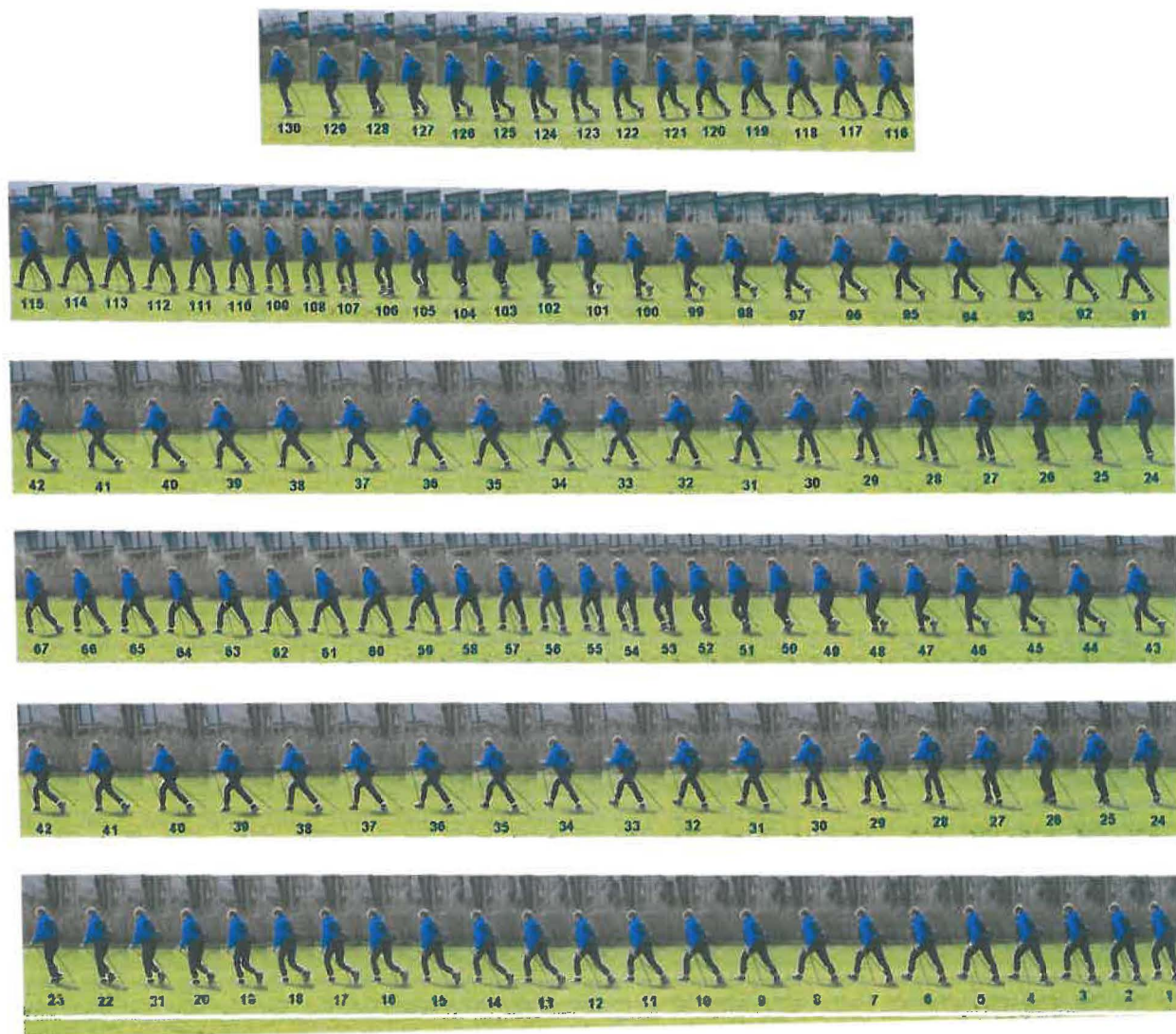
Diplomová práce svými výsledky podpořila náležitost a legitimnost provádění NW jako pohybové aktivity zatěžující celé tělesné schéma. Na základě většího zapojení pletence ramenního můžeme dedukovat o lepší stabilizaci jedince, o možném propojení zřetězených svalových funkcí z oblasti pletence ramenního přes problematickou oblast bederní páteře, pánev k dolním končetinám. Výzkum by bylo vhodné doplnit o zjištění situace v oblasti pletence pánevního.

Výsledky práce dovolují přispět k doporučení chůze s holemi jako celoživotní aktivity, která svým fylogenetickým základem minimalizuje opotřebení pohybové soustavy.

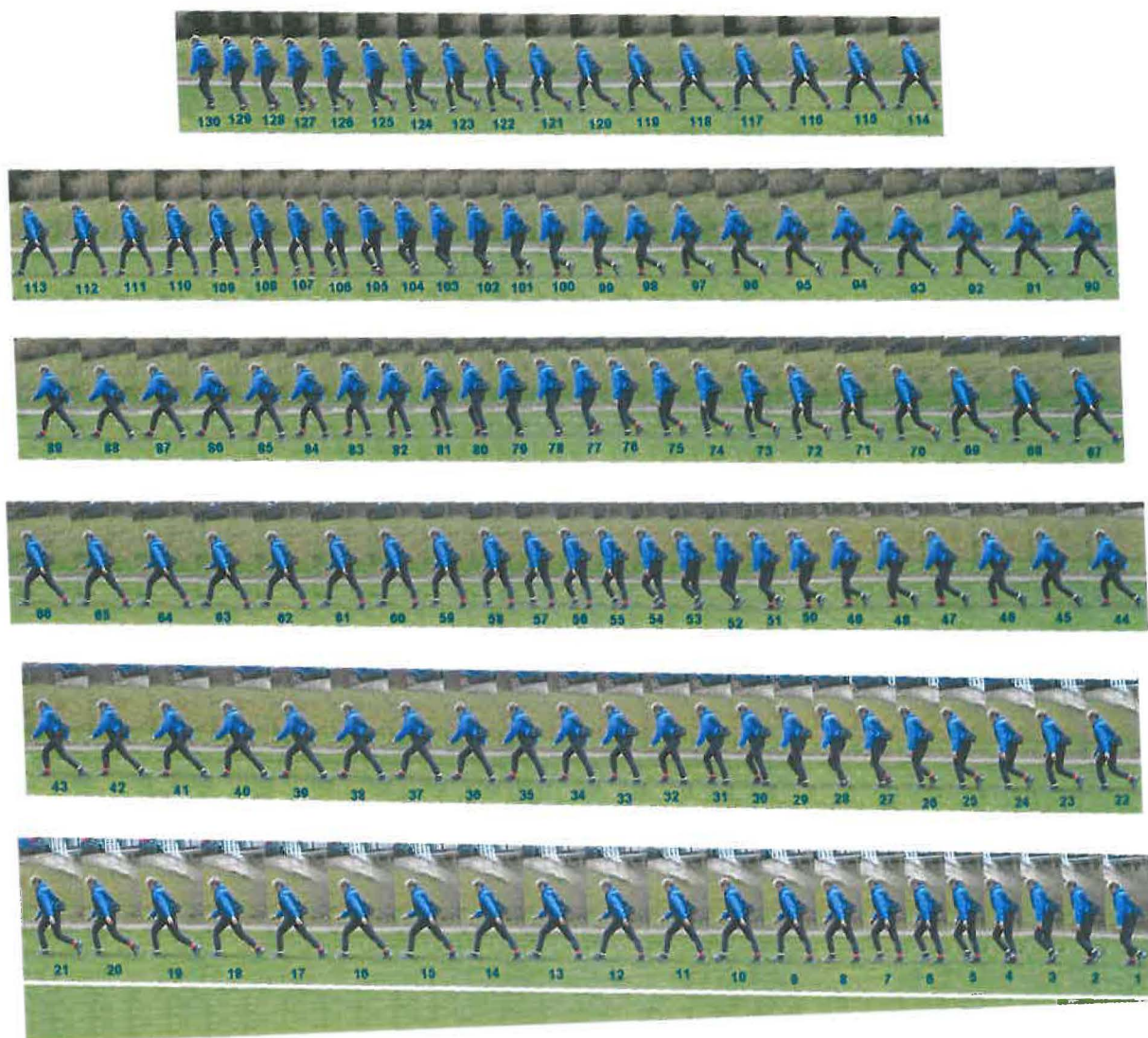
Získané výsledky srovnávací analýzy volné bipedální chůze a nordic walking jsou zatím platné pouze pro dvě sledované probandky. Pro širší zobecnění je nutné rozšířit tyto dvě případové studie výzkumem provedeným na větším a heterogenním souboru probandů.

10. Přílohy

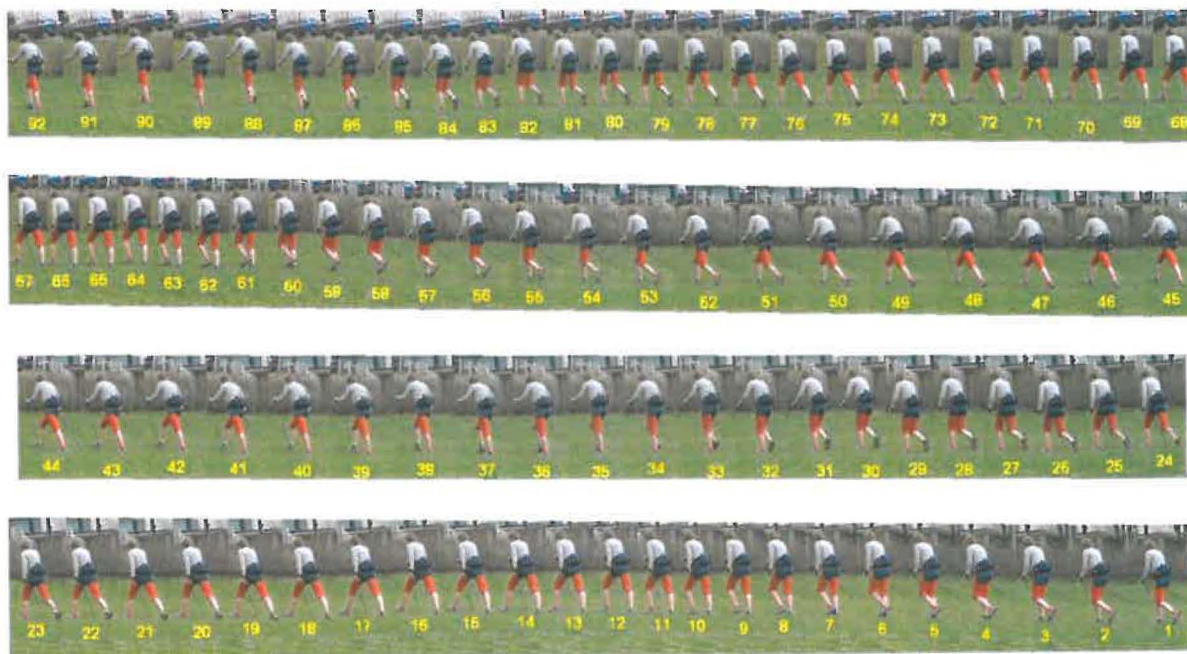
Obr. č. 1 Kinogram chůze s holemi do kopce probanda M. P. v úseku 2,5 sec odpovídající výše uvedeným EMG grafům



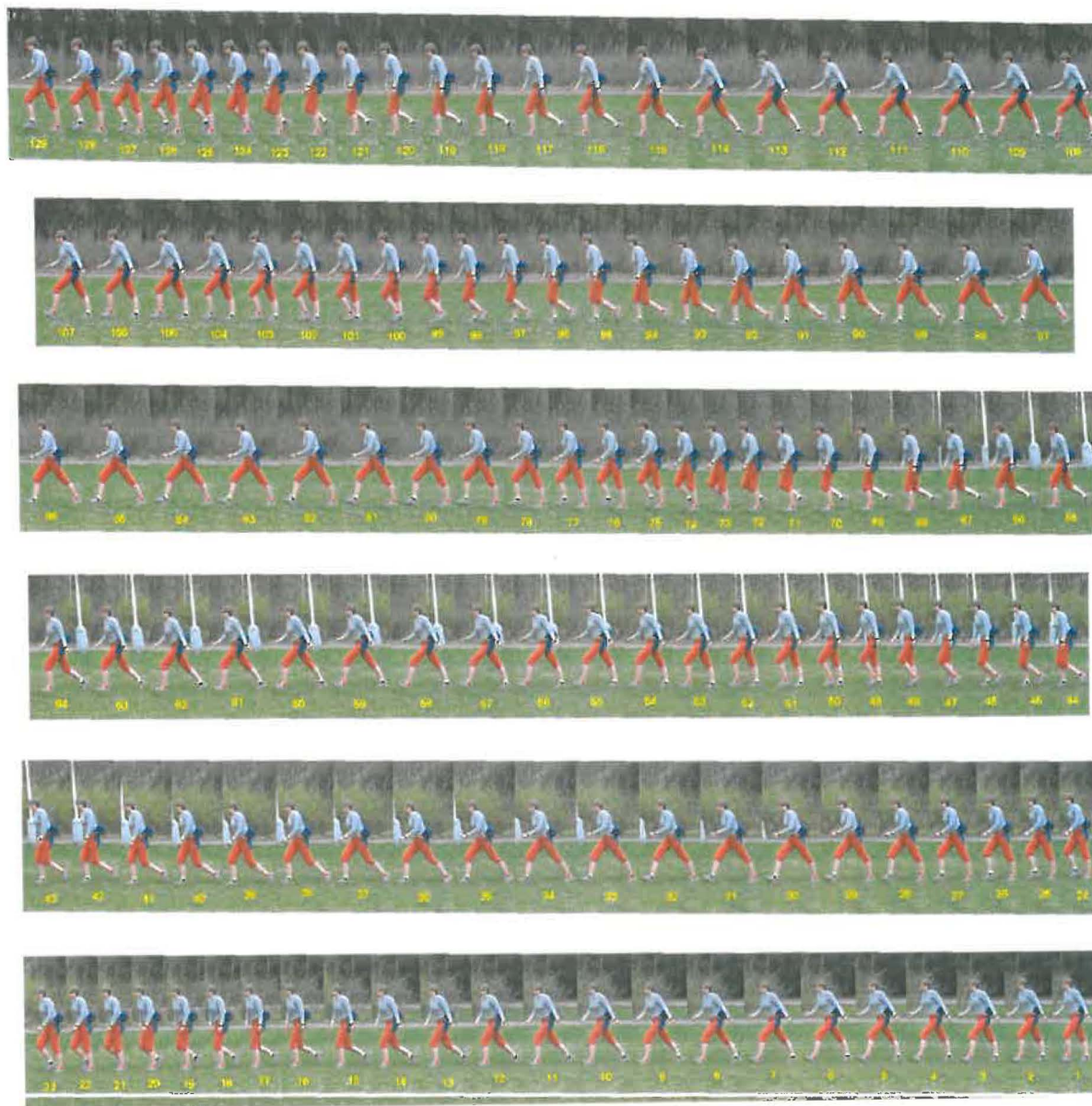
Obr. č. 2 Kinogram volné chůze do kopce probanda M. P. v úseku 2,5 sec odpovídající výše uvedeným EMG grafům



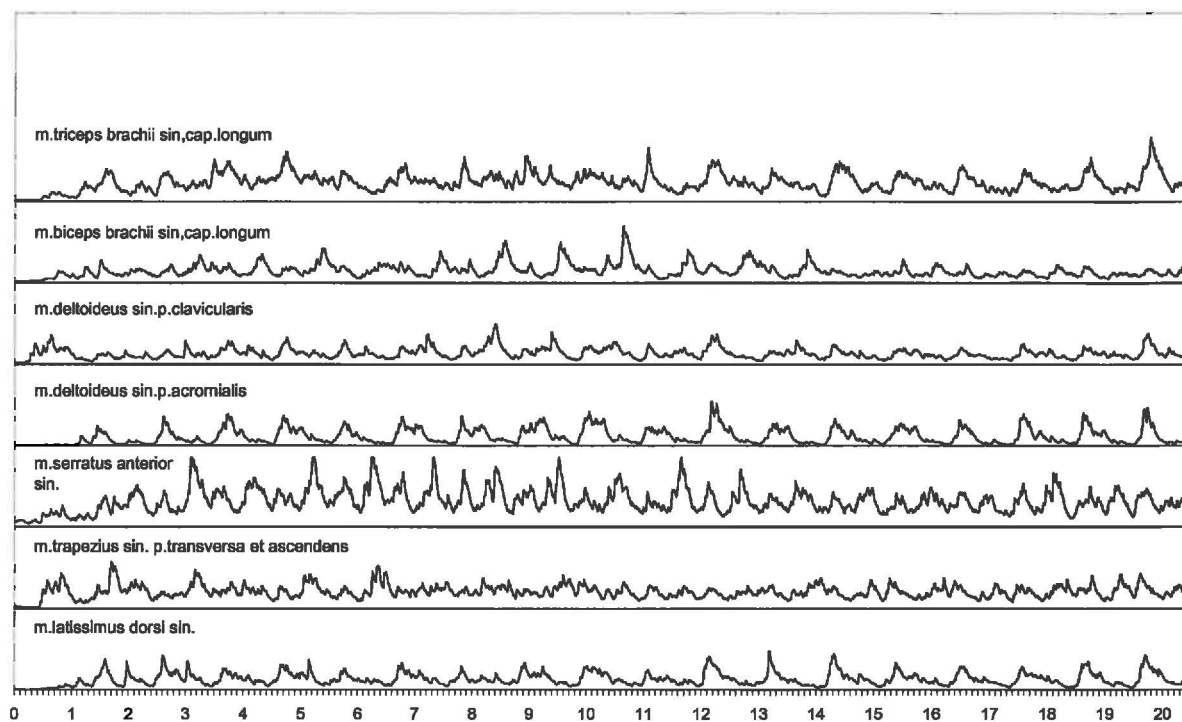
Obr. č. 3 Kinogram chůze s holemi do kopce probanda M. Ch. v úseku 2,5 sec odpovídající výše uvedeným EMG grafům



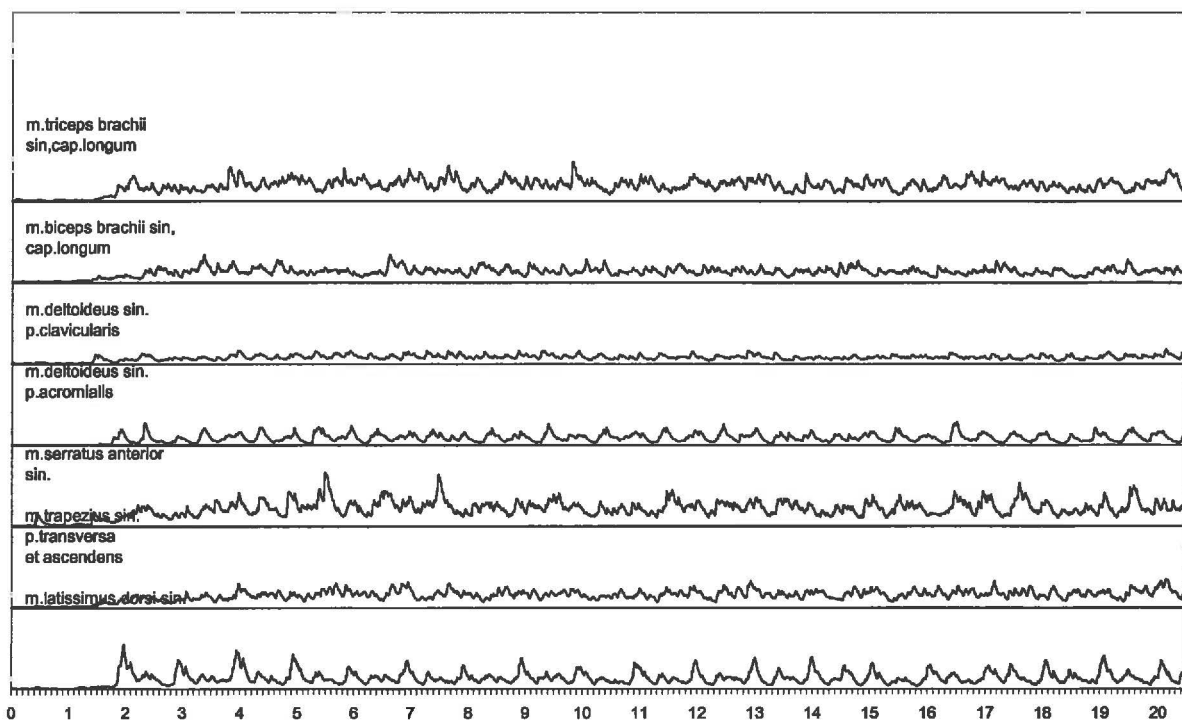
Obr. č. 4 Kinogram volné chůze do kopce probanda M. Ch. v úseku 2,5 sec odpovídající výše uvedeným EMG grafům



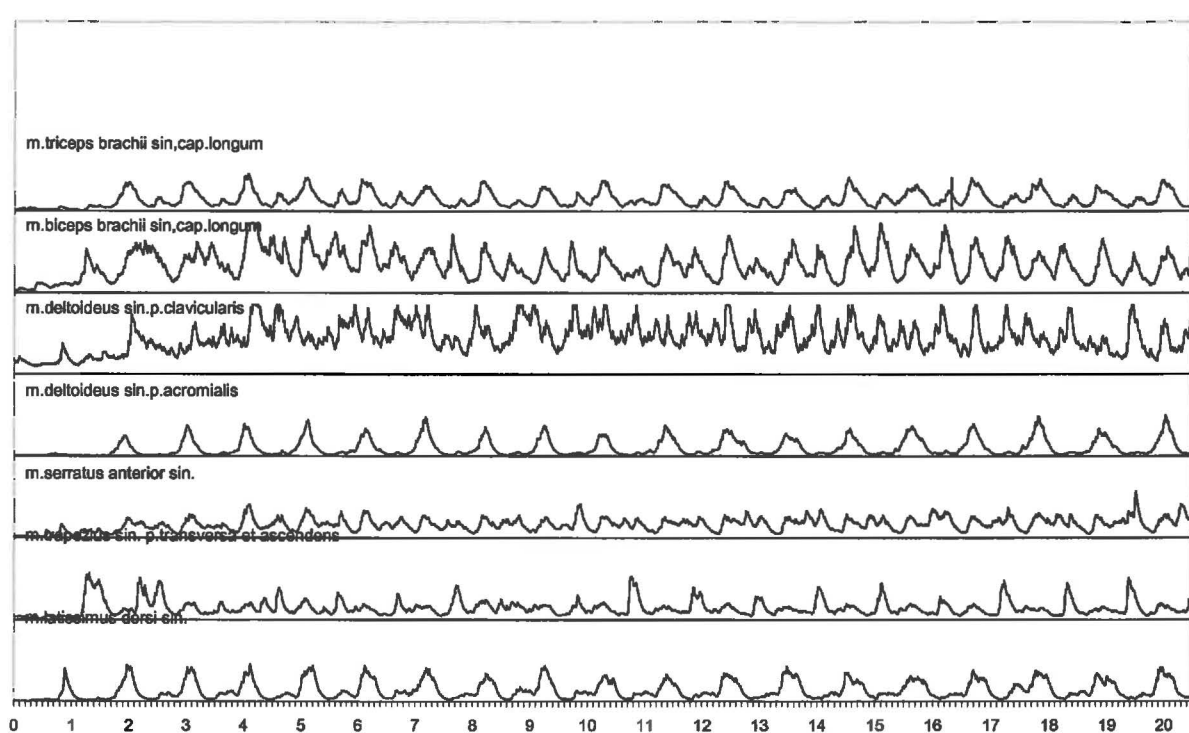
Graf č. 1 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při chůzi s holemi do kopce probanda M. P.



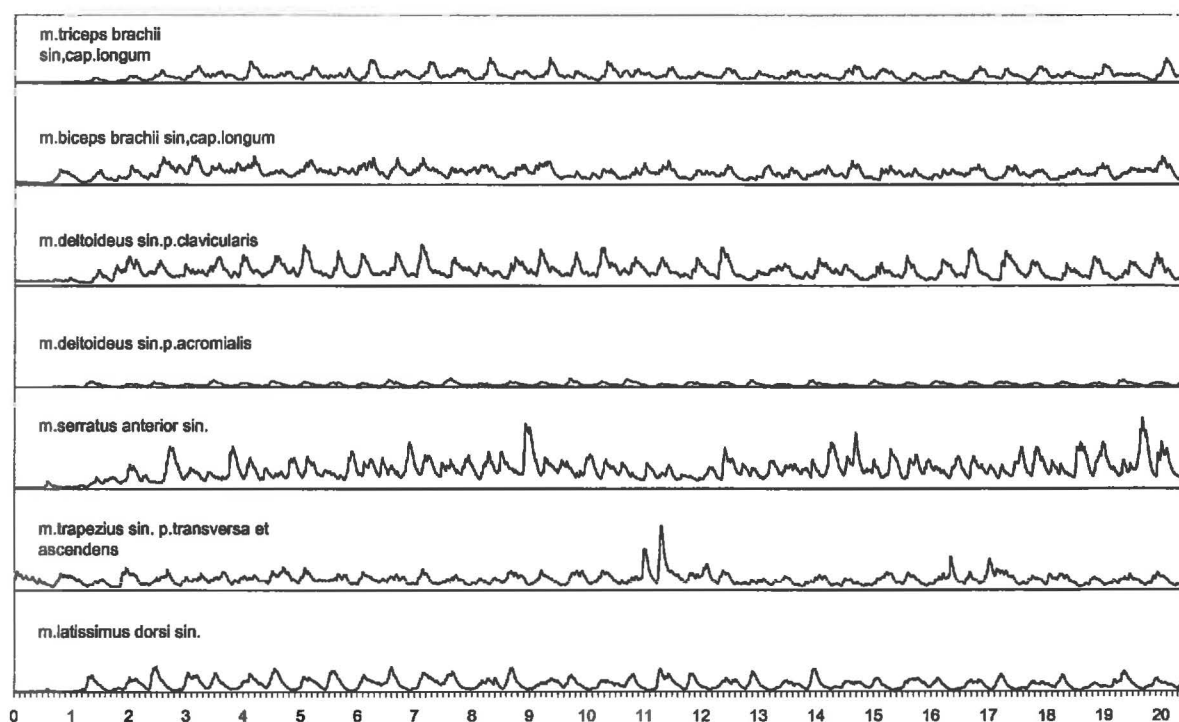
Graf č. 2 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při volné chůzi kopce probanda M. P.



Graf č. 3 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při chůzi s holemi do kopce probanda M. Ch.



Graf č. 4 EMG záznam v průběhu 20,4 sec při volné chůzi kopce probanda M. Ch.



11. Seznam použité literatury

1. BAČÁKOVÁ, R., DUFKOVÁ, A. Aktivace musculus latissimus dorsi při práci horní končetiny. *Mezinárodní studentské vědecká konference 2008*. Praha : Sborník přednášek, Praha 2008, v tisku.
2. ČÁPOVÁ, J. *Aferentace-posturalita-posturální terapie*. Jimramov, Rehabilitační centrum, 2000. (bez udání dalších údajů)
3. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. vyd. Praha : Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
4. DE LUCA, C., J. *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. The international Society for Biomechanics. [on-line]. © 2003 [cit. 10.11.2007]. Dostupné [www: <http://www.delsys.com/>](http://www.delsys.com/)
5. DUNGL, P. *Ortopedie*. Praha : Grada, 2005. ISBN 80-247-0550-8.
6. LEIPER, I. *The 3 Levels of Nordic Walking*. [on-line]. [cit. 05.03.2008]. Dostupné [www: <http://www.scottishnordicwalkingassociation.co.uk/4.html>](http://www.scottishnordicwalkingassociation.co.uk/4.html)
7. GROSS, M. J., FETTO, J., ROSEN, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha : Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.
8. HOLUBÁŘOVÁ, J., PAVLŮ, D. *Proprioceptivní neuromusculární facilitace*. Praha : Univerzita Karlova v Praze, 2007. ISBN 978-80-246-1294-2.
9. CHURCH, T., S., EARNEST, C., P., MORSS, G., M. Field Testing od Physiological Responses Associated With Nordic Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. Washington : Sep 2002. Vol. 73, Iss. 3; p. 296.
10. JANDA, V. *Funkční svalový test*. Praha : Grada Publishing, 1996. ISBN 80-7169-208-5.
11. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno : Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1982.
12. JAVŮREK, J. *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha : Státní pedagogické nakladatelství Praha, 1986.
13. KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S. *Praktická elektromyografie*. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1994. ISBN 80-7013-181-0.

14. KARLSSON, E. *Sauvakävelyn historia*. [on-line]. © 2007 [cit. 03.11.2007]. Dostupné na www.: <http://www.suomenlatu.fi/pdf/lajit_sauvakavelyn/historiikki>
15. KARLSSON, E. *Tekniikka kuntoon*. [on-line]. © 2007 [cit. 08.11.2007]. Dostupné na www.: <<http://www.suomenlatu.fi/hilavitkutin/hilavitkutin.cgi?S031903>>
16. KASMAN, G. *Using surface elctromyography*. [on-line]. © 2008 [cit. 29.11.2007]. Dostupné na www.: <<http://www.rehabpub.com/ltrehab/12002/5.asp>>
17. KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. Praha : Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.
18. KOLÁŘ, P. *Speciální kineziologie*. Přednáška. Praha : FN Motol, 19.2.2007, 26.2.2007
19. KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. Rehabil. fyz. Lék. 2006, č. 4, s. 155-170.
20. KRAČMAR, B., Vystrčilová, M., Psotová, D. Sledování aktivity vybraných svalů u Nordic Walking a chůze pomocí povrchové EMG. Rehabil. fyz. Lék. 2007, č. 3, s. 101-106.
21. KRAČMAR, B. *Stereotyp chůze v cyklistice*. Praha : Sborník příspěvků vědecké konference sportovní sekce FTVS UK v Praze, 2005. ISBN 80-86317-38-2.
22. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha : Triton, 2002. ISBN 80-7254-282-3.
23. KROBOT, A., MÍKOVÁ, M., BASTLOVÁ, P. Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. Rehabil. fyz. Lék. 2004, č. 2, s. 88-94.
24. [Kukkonen-Harjula, K.](#) et al. Self-guided brisk walking training with or without poles: a randomized-controlled trial in middle-aged women. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, Aug2007, Vol. 17, Issue 4, p316-323, 8p.
25. MORSØ, L. et al. Nordic Walking and chronic low back pain: desing of a randomized clinical trial BMC Musculoskelet Disord. 2006, October 2, p77. [on-line] © 2006 [cit. 22.01.2008]. Dostupné na www.: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1610114>>
26. NORDIC WALKING.INWA. *Walking technique* [on-line]. © 2002-2003 [cit. 12.02.2008]. Dostupné www:<<http://inwa.nordicwalking.com/>>
27. NOVOTNÝ, P. O. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky* [on-line]. © 2003 [cit. 11.11.2007]. Dostupné na www.: <<http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-%20Novotny4p-e.rtf>>

28. PORCARI, J. et al. The physiological responses to walking with and without power poles on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. Washington : Jun 1997. Vol. 68, Iss. 2; p. 161
29. RODOVÁ D., MAYER M., JANURA M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabil. fyz. Lék.* 2001, č. 4, s. 173-177.
30. SEDLISKÁ, V. *Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi*. Diplomová práce. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2007
31. SRBKOVÁ, K. *Kineziologická analýza činnosti vybraných svalových skupin při běhu na lyžích klasickou a volnou technikou*. Diplomová práce. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2006
32. SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabil. fyz. Lék.* 2006, č. 3, s 112-124.
33. TRAVELL, J., G., SIMONS, S., D., G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual. Vol. 1*. Baltimore : Williams and Wilkins, 1999
34. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. Praha : Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
35. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha : Grada, 2001. ISBN 80-2470-031-X.
36. VÉLE, F. *Prevence a terapie vertebrogenních poruch*. Přednáška. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 11.3.2008
37. VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha : Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
38. VÉLE, F. *Ústní sdělení*. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2005
39. VÉLE, F. *Ústní sdělení*. Praha : Univerzita Karlova, FTVS, 2004
40. VÉLE, F. *Kinesiologie pro klinickou praxi*. Praha : Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
41. VÉLE, F. *Kinesiologie posturálního systému*. Praha : Univerzita Karlova, 1995. ISBN 80-7184-100-5.
42. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha : Grada, 1995. s. 25, 39, 95. ISBN 80-7169-044-X.
43. VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: včasná diagnóza a terapie*. Praha : Grada, 1993. ISBN 80-85424-98-3.
44. VYSTRČIL, M. *Severská chůze*. Diplomová práce. Olomouc : Univerzita Palackého, FTK, 2004. s. 44.

Internetové odkazy:

http://www.nordicwalking.com/portal/nordic_walking/english/nordicwalkers/